Aus der Abteilung für Phoniatrie und Audiologie
Ärztlicher Direktor: Professer Dr. H. Breuninger
der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Universität Tübingen

GRUNDLAGEN DER HERZAUSKULTATION UND ÜBERTRAGUNGSVERHALTEN VON STETHOSKOPEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Dr. med. dent. Rudolf Helmut Mercy
aus Stuttgart

1978

Aus der Abteilung für Phoniatrie und Audiologie
Ärztlicher Direktor: Professer Dr. H. Breuninger
der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Universität Tübingen

GRUNDLAGEN DER HERZAUSKULTATION UND ÜBERTRAGUNGSVERHALTEN VON STETHOSKOPEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Dr. med. dent. Rudolf Helmut Mercy
aus Stuttgart

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.-E. Hoffmeister
Berichterstatter: Professor Dr. H. Breuninger

Für Friederike

Mein Dank gilt Herrn Akad. Oberrat Dr. P. Sadowski in der Medizinischen Poliklinik der Universität Tübingen für die freundliche Unterstützung bei der Ausarbeitung dieser Dissertation und Herrn Ing. G. Sesterhenn für die Mithilfe bei der Durchführung der Messungen sowie Herrn Professor Dr. H. Breuninger für die Übernahme des Referates.

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Einleitung	1
II.1.	Grundbegriffe der Akustik	2
2.	Vorbemerkungen zur Physiologie des Gehörs	3
3.	Schallphänomene des Herzens	9
4.	Herzauskultation	17
5.	Das Stethoskop	21
III.	Trichterstethoskope	
	Methodik	27
	Ergebnisse	31
	Auswertung	41
IV.	Membranstethoskope	
	Methodik	48
	Ergebnisse	52
	Auswertung	66
V.	Diskussion	72
VI.	Zusammenfassung	78
VII.	Literatur	79

I. Einleitung

Das Stethoskop ist ein Symbol der ärztlichen Kunst, die Auskultation jedoch keine symbolische Handlung (ZUCKERMANN 1963). Als Instrument der kardiologischen Diagnostik hat das Stethoskop durch die Erkenntnisse der modernen Kardiologie, vor allem der Herzkatheterisation, Angiographie und Echokardiographie, aber auch durch die Erfahrungen der Herzchirurgie keinesfalls an Bedeutung verloren. Durch die Erforschung der hämodynamischen Grundlagen des Auskultationsbefundes kommt der unmittelbaren Krankenuntersuchung eine weit größere Aussagekraft zu als früher. Dadurch erfolgt eine Aufwertung der einfach zu handhabenden nichtinvasiven Untersuchungsmethoden. Um die diagnostischen Möglichkeiten ausschöpfen zu können, ist jedoch ein optimales Handwerkszeug Voraussetzung.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, die Übertragungseigenschaften einiger im Handel befindlicher, gebräuchlicher Stethoskope unter Standardbedingungen zu messen. Es soll geprüft werden, welche klinischen Anforderungen an ein gutes Stethoskop gerichtet werden müssen, und es sollen unter diesen Gesichtspunkten die geprüften Stethoskope einer Wertung unterzogen werden. Die Ergebnisse können dem lernenden und dem nicht spezialisierten Mediziner als Orientierung dienen.

II.1. Grundbegriffe der Akustik

Als reiner Ton wird eine sinusförmige, d.h. harmonische Schwingung der Luft empfunden. Der Ton ist durch die Tonhöhe und die Intensität bzw. Lautstärke bestimmt. Ein Klang ist eine Überlagerung von harmonischen Schwingungen verschiedener Frequenz und Intensität. Ein Geräusch ist in physikalischem Sinne ein aperiodisches Frequenzgemisch mit einem mehr oder weniger ausgedehnten kontinuierlichem Spektrum.

Schalldruck: Durch Schallschwingungen hervorgerufener Wechseldruck. Der Schalldruck wird in Mikrobar gemessen (1 Mikrobar = 1 dyn/cm^2) und schwankt im Bereich zwischen Hörschwelle und Schmerzschwelle maximal um 6 Zehnerpotenzen. Deshalb wird für Druckangaben zweckmäßig eine logarithmische Skala gewählt. Als Bezugsschalldruck der Dezibelskala ist $2 \times 10^{-4} dyn/cm^2$ festgelegt. Einer Zunahme des Schalldruckes um 10 dB entspricht eine Verstärkung um das 3fache, 20 dB um das 10fache und 30 dB um das 30fache des Ausgangswertes.

Schallintensität: Schallenergie in einem Schallfeld, die in der Zeiteinheit durch eine Einheitsfläche senkrecht zur Richtung der Schallfortpflanzung hindurchgeht. Sie ist abhängig von der Dichte des Mediums, von der Schalleitungsgeschwindigkeit und vom Schalldruck. Bei 1000 Hz ist die Schallintensität an der Schmerzschwelle um den Faktor 10^{13} größer als an der Hörschwelle. Der Intensitätsbereich des hörbaren Schalles ist also außerordentlich groß.

Lautstärke: Die Lautstärke ist ein physiologischer Terminus; er beschreibt die Größe einer Gehörsempfindung. Der Schalldruck des als gleichlaut festgestellten Normalschalles bei 1000 Hz wird mit der Einheit Phon belegt.

Lautheit: Eine Empfindungsstärke, die subjektive Verdoppelung oder Halbierung im Phonmaß ausdrückt; die Maßeinheit ist "sone". Im Bereich geringerer Lautstärken wächst die Lautheit schneller an als bei höheren Lautstärken.

II.2. Vorbemerkungen zur Physiologie des Gehörs

Das menschliche Ohr kann Frequenzen im Bereich von 20 bis 20000 Hz wahrnehmen, wobei die Schwellenwerte der Gehörsempfindung in starkem Maße von der Tonhöhe abhängig sind. Der empfindlichste Bereich liegt zwischen 2000 und 5000 Hz (ZWICKER u. FELDTKELLER 1967). Hier ist die Ohrempfindlichkeit so groß, daß bei einer Senkung der Hörschwelle um eine weitere Zehnerpotenz die Brownsche Molekularbewegung als Dauerrauschen hörbar würde (BERENDES et al. 1965). Zu den tiefen Frequenzen hin weist das menschliche Ohr einen starken Empfindlichkeitsabfall auf; die Hörschwelle liegt bei 40 Hz im Vergleich zu 1000 Hz um den Faktor 10^3 höher. Da die Kurven gleicher Lautstärke einen ähnlichen Verlauf nehmen, erscheinen zwei Töne unterschiedlicher Tonhöhe und derselben Amplitude verschieden laut. Der Energiegehalt,

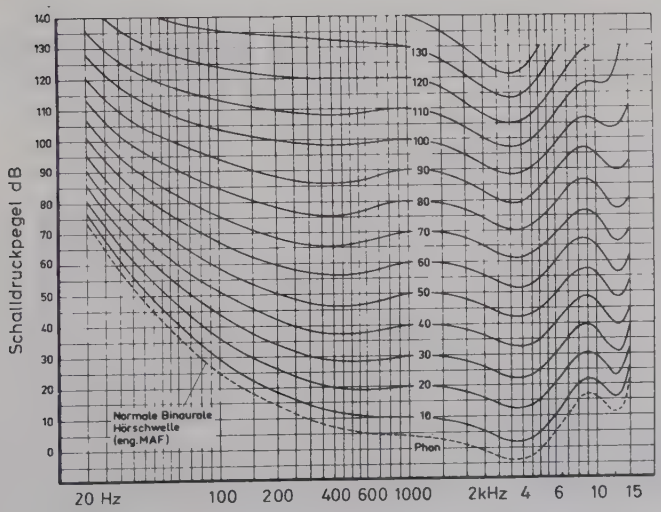

Abb. 1 Kurven gleicher Lautstärke

der einen Ton von 40 Hz an der Hörschwelle gerade hörbar macht, entspricht bei 1000 Hz 60 Phon (Lautsprcher auf Zimmerlautstärke). Höhere Töne werden also als lautere Töne empfunden.

Bei der Schallaufnahme durch das Mittelohr wird ein Teil des ankommenden Schalles vom Trommelfell reflektiert. Das Trommelfell arbeitet als Druckempfänger und besitzt einen Scheinwiderstand oder Impedanz. Diese ist im Bereich von 700 bis 800 Hz besonders gering, diese Frequenzen werden nahezu reflexionsfrei vom Trommelfell aufgenommen (LEHNHARDT 1965). Im niederen Tonbereich wird die Schallimpedanz des Trommelfells zunehmend größer und damit die Schallabsorption durch das Trommelfell stark vermindert. Wie aus der Abb. 2 zu ersehen ist, beträgt die Absorption bei 300 Hz nur noch 20%, bei 200 Hz nur noch 10% des ankommenden Schalles. Wichtig ist die Tatsache, daß der Kurvenverlauf der Trommelfellimedanz individuell variiert. Hierdurch erklärt sich, daß niederfrequente Schalleindrücke im Grenzbereich nicht für jeden Menschen gleich stark hörbar sind (TRENDELENBURG 1961).

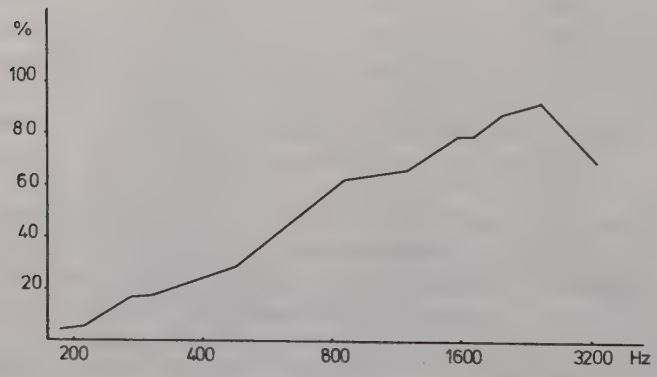

Abb. 2 Schallabsorption des Trommelfells
(nach TRENDELENBURG 1961)

Eine für die Beurteilung der akustischen Umweltvorgänge wichtige Größe ist die Unterschiedsschwelle für verschiedene Tonhöhen. Sie stellt ein Maß für das akustische Auflösungsvermögen des menschlichen Ohres dar und liegt am günstigsten im Bereich vom 80 bis 600 Hz (REIN-SCHNEIDER 1966). In diesem Frequenzbereich können bereits Tonhöhenänderungen von 2 Hz erkannt werden.

Demgegenüber sind die Werte für den eben merkbaren Intensitätsunterschied zweier Töne nur in geringem Maße von der Tonhöhe sondern vielmehr vom Pegel des Schalldruckes abhängig, also vom Abstand von der Hörschwelle. Das Ohr ist wenige dB über der Hörschwelle weniger empfindlich; hier kann ein Intensitätsunterschied von 2 bis 3 dB wahrgenommen werden. 60 dB über der Schwelle werden jedoch Unterschiede von 0,5 dB erkannt (TRENDELENBURG 1961).

Die Zeit, die das Ohr benötigt, um einen Ton in seiner Tonhöhe zu erkennen, wird als Tonkennzeit bezeichnet. Sie ist außerordentlich kurz und beträgt bei Tönen mit rechteckiger Hüllkurve bei 3000 Hz nur 0,004 sec. In den niederen Frequenzbereichen finden sich höhere Werte: bei 400 Hz 0,008 sec, bei 100 Hz 0,024 sec (TRENDELENBURG 1961).

Im Zusammenhang mit der Auskultation von Herztönen und Herzgeräuschen interessiert die Beeinflussung der absoluten Hörschwelle durch einen Störschall. Treffen auf das Ohr gleichzeitig zwei Schallvorgänge verschiedener Frequenz und liegt die Lautstärke des einen Vorganges nur wenig über der Hörschwelle, so kann dieser dann, wenn die Lautstärke des zweiten Vorganges genügend groß ist, unhörbar werden; er wird verdeckt. Man spricht daher von Verdeckungseffekt. Als Störschall kommt Rauschen oder ein Ton in Betracht. Im Frequenzgebiet des Störschalles erfolgt eine

Anhebung der Hörschwelle, wodurch ein leiser Ton unhörbar werden kann. Aus der Abb. 3 läßt sich ersehen, daß die Hörschwelle eines Sinustones mit 700 Hz durch gleichzeitiges weißes Rauschen, dessen Schallpegel bei 10 dB liegt, bereits um 20 dB angehoben wird. Unter weißem Rauschen versteht man ein kontinuierliches Frequenzspektrum mit einer einheitlichen Schallintensität. Bemerkenswert ist, daß die Hörschwellen der ganz tiefen Frequenzen weniger oder gar nicht beeinflußt werden. Weiterhin zeigt dieses Diagramm, daß ein Verdeckungseffekt auch durch ein unterschwelliges Geräusch verursacht werden kann.

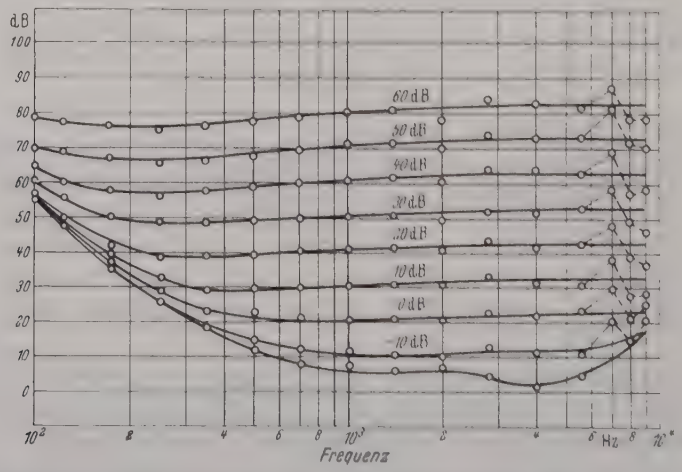

Abb. 3 Hörschwelle reiner Töne bei Verdeckung mit weißem Geräusch bei verschiedenen Intensitäten (nach TRENDELENBURG 1961)

Werden ein Schmalbandgeräusch oder ein einzelner Ton als Störgeräusch gegeben, erfolgt im betreffenden Frequenzbereich eine lokale Anhebung der Hörschwelle, die jedoch nicht symmetrisch ist. Vom Punkt ihrer maximalen Anhebung,

der mit der Mittenfrequenz des Schmalbandrauschens bzw. der Frequenz des Störtones übereinstimmt, fällt die Hörschwelle zu den niederen Frequenzen hin steil ab, während sie zu den hohen Frequenzen hin insbesondere bei großen Schallpegeln erheblich flacher verläuft. Aus diesen Tatsachen läßt sich ableiten, daß ein tiefes Geräusch ein höheres Geräusch abschwächen oder verdecken kann, wenn der Abstand der Geräusche auf der Frequenzskala nicht zu groß ist.

Die Fähigkeit des Ohres, eine Tonspaltung wahrzunehmen, läßt sich im zeitlichen Abstand zweier Töne, die gerade noch getrennt wahrgenommen werden können, ausdrücken. Dieser kleinste Abstand liegt bei etwa 0,02 sec (LEATHAM 1957), er kann aber bei einzelnen Versuchspersonen bis auf 0,01 sec vermindert sein (s.a. LUDWIG u. HOLLDACK 1950). Nach ZUCKERMANN (1965) nimmt ein Ohr, das sich auf den 1. Herzton konzentriert, eine Spaltung dieses Tones dann wahr, wenn die Separierung der beiden Komponenten des Tonsegmentes 0,01 sec überschreitet. Von einem Intervall ab 0,03 sec aufwärts werden die beiden Komponenten deutlich separiert wahrgenommen.

Auch Untersuchungen über die eben noch zu erkennende Pausendauer innerhalb eines weißen Rauschens ergeben ähnliche Werte. Sie sind allerdings abhängig von der Bandbreite des Rauschens. Bei einem Bandpaß von 200 Hz, was in der Größenordung mit der Frequenzbreite der Herztöne übereinstimmt, ist die Grenze der noch wahrnehmbaren Pausendauer bei 0,02 sec; zu höheren Bandbreiten sinkt sie jedoch bis minimal 0,005 sec ab (ZWICKER u. FELDTKELLER 1967).

Schließlich sei auf den Vertäubungseffekt hingewiesen, der durch eine reaktive Erhöhung der Hörschwelle nach einem lauten Schalleindruck hervorgerufen wird. Analog zum Blendungseffekt beim Gesichtssinn tritt nach lauten Geräuschen, z.B. einem Kanonenschuß, eine kurzzeitige relative Unempfindlichkeit des Gehörs ein. Nach HOLLDACK und GERTH (1951) kann ein Täubungseffekt auch bei den Lautstärken, die bei der Herzauskultation auftreten, beobachtet werden. Er ist jedoch nur bis 0,08 sec nach Ende des lauten Tones nachweisbar und ist bei einem Drittel der Versuchspersonen überhaupt nicht zu erzielen. Daß dieses Phänomen bei der Herzauskultation eine Rolle spielen kann, läßt sich durch eine Bandaufnahme eines entsprechenden Herzbefundes, bei dem nach einem lauten Geräusch ein normalerweise nicht zu erkennender Herzton folgt, demonstrieren. Läßt man dieses Band rückwärts abspielen, wird der Herzton deutlich hörbar (McKUSICK 1958).

Das Einführen der Ohroliven eines Stethoskopes in den äußeren Gehörgang kommt einem teilweisen Verschluß des Gehörganges gleich. Vor dem Trommelfell befindet sich damit ein abgeschlossener, schwingender Luftraum, der aus Gehörgang und Stethoskopinnenraum besteht. Beim unverschlossenen Ohr kann die Erregung der Sinneszellen auf mehreren Wegen erfolgen: Über das Mittelohr durch direkte Energieaufnahme durch das Trommelfell, über Schwingungen des Felsenbeins und durch Energieübertragung vom Schädelknochen auf die Mittelohrstrukturen (osteotympanale Leitung). Die letzte Komponente, die beim normalen Hören außerordentlich klein ist, gewinnt beim Verschluß des Gehörganges stark an Bedeutung, weil die Impedanz des abgeschlossenen Luftraumes erhöht ist und die Ankoppelung dieser Luftsäule an den Mittelohrapparat verbessert wird. Bei einem vollständigen Verschluß kommt es dabei im tiefen Frequenzbereich bis 1000 Hz zu einer Hörverbesserung von 10 bis 15 dB (LEHNHARDT 1965). Diese wird durch das vergrößerte Luftvolumen bei einem Stethoskop geringer sein; Untersuchungen darüber liegen nicht vor.

II.3. Schallphänomene des Herzens

Die Volumen- und Lageveränderungen des Herzens während der Herzaktion treten als mechanische Erschütterungen der Brustwand in Erscheinung. Diese Schwingungsvorgänge können je nach ihrem Frequenzgehalt durch den Tastsinn, durch das Gehör oder durch beide Sinne wahrgenommen werden. Geräusche, die durch den Blutstrom hervorgerufen werden, werden häufiger nur durch das Gehör aufgenommen.

Von der klinischen Bedeutung her werden die Schallphänomene unterteilt in:

1. Herztöne
2. Extratöne
3. Herzgeräusche

Auch ein Herzton muß im streng physikalischen Sinne als ein Geräusch bezeichnet werden, da er ein Frequenzgemisch darstellt.

Der 1. Herzton entsteht zum Zeitpunkt der Beendigung des Umformungsvorganges des Herzens mit Beginn des isovolumetrischen Druckanstiegs der Kammern. Dadurch kommt es zum plötzlichen Schluß der Atrioventrikularklappen und zur Schwingung der gesamten Wand und der Klappen. Er besteht aus niederfrequenten Vor- und Nachsegmenten mit geringer Amplitude und einem höherfrequenten Hauptsegment mit größerer Amplitude.

Der 2. Herzton wird noch als reiner Klappenton verstanden, obwohl er erst nach dem Schluß der Semilunarklappen durch den Rückprall der Blutsäule im nachgeschalteten Gefäßgebiet entsteht (LUISADA 1971). Er bezeichnet das Ende der mechanischen Systole; der Druck wird in der Aorta und in der Pulmonalarterie höher als im linken bzw. rechten Ventrikel.

Bei asynchronem Ende der Ventrikelsystole erscheinen die Herztöne gespalten. Das Gehör erkennt einen Ton erst dann als gespalten, wenn die beiden Komponenten mehr als 0,01 sec getrennt sind (ZUCKERMANN 1963).

Neben den physiologisch vorhandenen Herztönen können Extratöne auftreten; zu diesen zählen der 3. und der 4. Herzton. Der Erstere entsteht in der Diastole gegen Ende der schnellen Kammerfüllung durch die plötzliche Dehnung der Kammerwand. Er hat eine sehr niedere Frequenz und ist bei 80% der Kinder bis zum 13. Lebensjahr hörbar (ZUCKERMANN 1965). Der 4. Herzton wird als Vorhofton bezeichnet; er wird durch die Vorhofkontraktion verursacht. Auch er ist sehr niederfrequent. Zu den Extratönen zählen weiterhin der Mitralöffnungston, der bei der Mitralstenose als diastolischer Extraton kurz nach dem 2. Herzton hörbar ist, sowie die systolischen Clicks, die immer eine hochfrequente kurze, scharfe und helle Schallqualität haben und deren Ursache meist eine Dilatation der großen Gefäße oder eine Anomalie des Mitralsegels ist.

Als Galopprhythmus erscheinen alle Dreierkombinationen, bei denen zwei Töne einander schneller folgen als der dritte. Von Bedeutung sind der präsystolische und der protodiastolische Galopp. Ersterer wird durch einen zusätzlichen Vorhofton verursacht, der letztere durch einen dritten Herzton.

Die durch phonokardiographische Methoden ermittelte Dauer der Herztöne und der Extratöne ist nach den Angaben von MICHEL und ZIMMERMANN (1968) in Tab. 1 zusammengestellt. Danach werden die kürzesten Zeitwerte mit 0,02 sec beim 3. Herzton und beim Mitralöffnungston und die längsten mit 0,16 sec beim 1. Herzton gemessen. Die in der Literatur (LUISADA 1959, ZUCKERMANN 1963, ARAVANIS et al. 1971)

angegebenen Werte sind allerdings nicht einheitlich, da sich Anfang und Ende der Herztöne wegen Schwingungen geringer Amplitude und sehr niederer Frequenz, die zu diesem Zeitpunkt auftreten, schwer abschätzen lassen. Als obersten Grenzwert für den 1. Herzton gibt daher LUISADA (1959) 0,22 sec an.

Ebenso differieren die Angaben über den Frequenzgehalt der Herztöne und der Extratöne. Während ältere Autoren nur unbestimmte Aussagen machen (WILLIAMS a. DODGE 1926, RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941) sind die Angaben neuerer Autoren auf den Frequenzbereich zwischen 15 Hz und maximal 250 Hz beschränkt (ZUCKERMANN 1963, MICHEL u. ZIMMERMANN 1968). Neueste Autoren haben jedoch als oberste Grenzfrequenz Werte um 1200 - 2400 Hz nachgewiesen (AIGNER et al. 1973), wie man überhaupt feststellen kann, daß mit der apparativen Entwicklung der Meßmethoden der Frequenzbereich der Herztöne immer weiter nach höheren Werten ausgedehnt wurde. Diese hohen Frequenzen haben jedoch eine außerordentlich geringe Intensität und können nur bei einer ausreichenden Verstärkung nachgewiesen werden. Sie sind daher für die Herzauskultation nicht von Interesse (s.a. Kap. II.4. Herzauskultation). Exakte Angaben über die untere Frequenzgrenze der Herztöne lassen sich nur schwer machen, da die Herzschallschwingungen kontinuierlich in den subaudiblen Bereich übergehen.

Eine genaue Analyse des Herzschalles in einer Zeit-Frequenz-Darstellung zeigt bei jedem Herzton Veränderungen des Frequenzspektrums im Verlaufe der Zeit; der Herzton ändert also in der kurzen Zeit seines Bestehens seine Schallqualität. Besonders deutlich hörbar ist dies beim 1. Herzton. Eine Darstellung der Herztöne mit dem Projektions-Periodographen läßt diese Veränderungen des Frequenzgehaltes und ein gleichzeitiges Nebeneinanderbestehen mehrerer unterschiedlich-frequenter Schwingungskomponenten erkennen (OBERHOFFER 1954).

1. Herzton	0,08 - 0,16 sec
2. Herzton	0,12 - 0,14 sec
3. Herzton	0,02 - 0,14 sec
4. Herzton	0,04 - 0,10 sec
MÖT	0,02 - 0,03 sec

Tab. 1 Dauer der Herztöne und Extratöne (MICHEL u. ZIMMERMANN 1968)

1. Herzton	20 - 150 Hz
2. Herzton	50 - 150 Hz
3. Herzton	20 - 70 Hz
4. Herzton	15 - 140 Hz
MÖT	70 - 250 Hz

Tab. 2 Frequenzbereich der Herztöne und Extratöne (MICHEL u. ZIMMERMANN 1968)

Herzgeräusche treten auf, wenn die laminare oder glatte Strömung des Blutes in eine turbulente Strömung übergeht. Zu einer Turbulenz kommt es durch erhöhte Strömungsgeschwindigkeit des Blutes bei Tachykardie, durch verminderte Viskosität bei Anämien, durch pathologische Verengungen im Bereich der Blutstrombahn und durch normalerweise nicht vorhandene Öffnungen im Blutkreislauf. Von der Hämodynamik her besteht ein grundlegender Unterschied zwischen dem Blutausstrom aus dem Herzen während der Systole und dem diastolischen Bluteinstrom in das Herz. Der Blutausstrom ist kontinuierlich; er erreicht ein

Maximum und schwillt dann wieder ab. Im Gegensatz dazu findet der diastolische Bluteinstrom in die Ventrikel im wesentlichen am Anfang der Diastole beim Druckausgleich zwischen Vorhof und Kammer sowie am Ende der Diastole durch die Vorhofkontraktion statt.

Eine zweite Gruppe stellen die systolischen und diastolischen Refluxgeräusche dar, bei denen es durch Insuffizienz der Klappen zur Regurgitation entlang eines Druckgefälles kommt. Erwähnt werden sollen auch die Anastomosengeräusche, bei denen eine anatomische Verbindung zwischen einem Gefäß höheren Druckes und einem Gefäß niederen Druckes besteht, und das kontinuierlich während der gesamten Herzaktion zu hören ist. Eine Ausnahme hiervon bildet der Kammerseptumdefekt, der nur während der Systole ein Geräusch bietet.

Charakteristische Herzschallphänomene bietet auch die Perikarditis in ihrem fibrinösen Stadium. Die Geräusche treten vor allem in Phasen des Herzzyklus auf, in denen die Volumenveränderungen des Herzens besonders ausgeprägt sind, also während der Systole und der frühen und späten Diastole. Beim Perikardreiben handelt es sich um ein kratzendes, knirschendes Geräusch, das hauptsächlich aus hochfrequenten Anteilen besteht und daher sehr ohrnah klingt.

Die Intensität oder Lautstärke der Herzgeräusche ist mit Ausnahme der sehr lauten Distanzgeräusche im allgemeinen geringer als die der Herztöne (LEPESCHKIN 1957). Für den klinischen Gebrauch wird meist eine Graduierung der Lautstärke in 4 - 6 Stärkegrade vorgenommen.

Die Klangqualität eines Geräusches ist durch den Frequenzgehalt bedingt und ist in starkem Maße davon abhängig, unter welchem Druck das durchströmende Blut das Geräusch verursacht. Beim Durchfluß des Blutes durch enge Öffnungen unter

hohem Druck oder auch bei der Bewegung größerer Volumina oder bei erheblicher Beschleunigung der Strömungsgeschwindigkeit entstehen Geräusche mit hochfrequenten Anteilen, während z.B. Kammerfüllungsgeräusche, bei denen das in den Ventrikel einströmende Blut nur unter geringem Druck steht, relativ niederfrequent sind (DE GOWIN 1969). Manche Herzgeräusche und Herztöne sind überwiegend monofrequent; sie haben einen musikalischen, klingenden Höreindruck.

Hinsichtlich des Schallbildes ist es zweckmäßig, Herzschallphänomene in Vorgänge, die mit dem Übergang von einem Energiezustand in einen anderen verbunden sind - hierzu zählen der 1. und 2. Herzton - und solche Vorgänge, die durch Strömung verursacht werden, einzuteilen. Es hat sich gezeigt, daß bei der zweiten Gruppe, zu der die diastolischen und systolischen Geräusche gerechnet werden, die Schalldruckamplitude mit zunehmender Frequenz etwa umgekehrt proportional dem Quadrat der Frequenz abnimmt, während die Schallvorgänge der ersten Gruppe durchweg mindestens mit der dritten Potenz der Frequenz abnehmen, und zwar umso stärker, je geringer der Energiegehalt beim Entstehen des betreffenden Schallphänomens ist. Da die Empfindlichkeit des Schwellenwertes des menschlichen Ohres nur mit der 2,6. Potenz zunimmt, ergibt sich hieraus eine Erklärung, warum bei der Auskultation der Herztöne die tieferen Frequenzen dominieren (MAASS 1954).

Vom praktischen Gesichtspunkt aus müssen die Herzschallphänomene ihrem Klangcharakter entsprechend in nieder-, mittel- und hochfrequente Töne und Geräusche eingeordnet werden. Nach ZUCKERMANN (1963) wird ein Geräusch von 20 - 80 Hz als tief, von 80 - 120 Hz als mittel und von 150 Hz an aufwärts als hoch empfunden. Die obere hörbare Frequenzgrenze der Herzgeräusche liegt nach übereinstimmenden Angaben bei 800 Hz (RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941,

McKUSICK 1958, ZUCKERMANN 1963), wobei die wenigsten 600 Hz überschreiten. Wie bei den Herztönen lassen sich auch hier durch objektive Messungen äußerst energiearme obere Grenzfrequenzen zwischen 1100 und 2400 Hz bei Mitral- und Aortenvitien nachweisen (AIGNER et al. 1974), die aber für die Herzauskultation keine Rolle spielen.

Die Presbyakusis hat demnach - da sie nur den oberen Tonbereich ab 1000 Hz und nur in ausgeprägten Fällen in geringem Ausmaße auch die niederen Frequenzen betrifft (ZÖLLNER 1971) - auf das Hörvermögen bei Herztönen und Herzgeräuschen wenig Einfluß.

Aus der Praxis der Herzauskultation ist bekannt, daß diejenigen Herztöne und Herzgeräusche, die überwiegend dem mittleren Frequenzbereich zuzuordnen sind, am leichtesten erkannt werden, da sie erfahrungsgemäß eine höhere Intensität besitzen. Diagnostische Schwierigkeiten bietet hauptsächlich der nieder- oder hochfrequente Herzschall, der in vielen Fällen nur wenig über der Hörschwelle des Ohres liegt. In Tab. 3 sind diese Herztöne und Herzgeräusche durch ein (x) gekennzeichnet.

tief:	x	3. und 4. Herzton
20-80 Hz	x	Mitralstenose, diastolisches Intervallgeräusch
	x	Trikuspidalstenose
		Präsystolische Geräusche
	x	Austin-Flint-Geräusch
		Fetale Herztöne
mittel:		1. und 2. Herzton
80-120 Hz		MÖT
		Frühsystolische Geräusche (Mitral-, Trikuspidalinsuffizienz)
		Systolische Geräusche der Aorten- und Pulmonalstenose
	x	Akzidentelle Geräusche
		Vorhofseptumdefekt
		Offener Ductus arteriosus Botalli
hoch:	x	Systolische Clicks
>150 Hz	x	Extratöne
		Aortendiastolikum
		Graham-Steell-Geräusch
		Ventrikelseptumdefekt
	x	Kleiner offener Ductus arteriosus Botalli
	x	Aortenisthmusstenose
		Perikardreiben

Tab. 3 Zuordung der Herzschallphänomene zu tiefen, mittleren und hohen Frequenzbereichen
(nach DAWSON 1964, HURST 1974, DE GOWIN 1969)

II.4. Herzauskultation

Die Veränderungen des Herzschalles vom Ort seines Ursprunges bis zum Auskultationspunkt sind bisher nicht grundlegend erforscht worden. Die verschiedenen anatomischen Strukturen innerhalb des Brustkorbes leiten die Schwingungen, die im und am Herzen entstehen, unterschiedlich gut weiter. Knochen ist ein ausgezeichneter Schalleiter, das Lungengewebe jedoch ein sehr schlechter. Insbesondere bei pathologischen Herzgeräuschen findet auch eine Weiterleitung durch den Blutstrom statt, wie bei der Aortenstenose deutlich zu erkennen ist. Darüberhinaus stellt der Thoraxraum für die Herztöne einen Resonator dar, der in der Lage ist, die relative Amplitude der einzelnen Schallfrequenzen zu beeinflussen. Das lufthaltige Lungengewebe besitzt eine ausgesprochene Abstimmung auf den Frequenzbereich zwischen 80 und 100 Hz; in diesem Bereich lassen sich Resonanzerscheinungen nachweisen (SCHÜTZ 1958).

Die Abschwächung, die die Schallenergie zwischen Herz und Brustwand erfährt, ist frequenzabhängig. Der allgemeine Satz, daß höhere Frequenzen stärker abgedämpft werden als niedere (McKUSICK 1958), ist nur bedingt richtig. Versuche an Hunden haben gezeigt, daß die Dämpfung durch den Körper sowohl für Frequenzen unter 100 Hz als auch für Frequenzen über 300 Hz groß ist. Das Maximum der Brustkorbresonanz liegt bei Hunden also im Bereich zwischen 150 und 200 Hz. Man kann annehmen, daß diese Werte auch auf den menschlichen Brustkorb übertragen werden können (ZALTER et al. 1963).

Aus diesen Untersuchungen läßt sich auch ableiten, daß höhere Frequenzanteile des Herzschalles weniger stark fortgeleitet werden und sich dadurch weniger weit vom Ort ihres Ursprungs ausbreiten. Aus diesem Grund kommen den hohen Frequenzen Lokalisierungseigenschaften zu (ERTEL 1966).

Phonokardiographische Untersuchungen an operativ freigelegten Herzen zeigen, daß die Intensität der Herztöne und Geräusche an der Herzoberfläche 5 bis 20 mal größer ist als über der Brustwand (MAGRI et al. 1959). Nach DOCK (1959) beträgt der Energieverlust beim Durchgang durch das Gewebe der Brustwand etwa 25 bis 30 dB. Dabei werden in besonderem Maße die ganz tiefen Frequenzen ausgefiltert.

Bei tiefer Inspiration wird durch die Zwischenlagerung von Lungengewebe die Hörschwelle für Herztöne um etwa 5 dB angehoben (HAMPTON a. CHALONER 1967), der Herzschall also entsprechend gedämpft. Bei einer Lautstärke der Herztöne von 20 bis 70 dB (LEPESCHKIN 1957) entspricht ein Intensitätsverlust von 5 dB bei sehr lauten Herztönen immerhin 7%, bei leisen Herztönen jedoch bis 25% der Intensität bei Exspiration.

Prüft man den Schallpegel einzelner Frequenzbereiche innerhalb eines Herztones, so ergeben sich für jeden Bereich stark unterschiedliche Werte. Bei einer charakteristischen Kurve für den 1. und 2. Herzton liegt das Schallpegelmaximum zwischen 33 und 100 Hz, also im Bereich der niederen Frequenzen. Der Frequenzbereich unterhalb 33 Hz fällt im Schallpegel nahezu senkrecht ab und ist dadurch für die Herzauskultation ohne Bedeutung. Auch oberhalb 100 Hz nimmt der mit objektiven Meßmethoden ermittelte Schalldruck rasch ab (Abb. 4, AIGNER et al. 1973). Nach WILLIAMS and DODGE (1926) entfallen etwa 50% der gesamten Schwingungsenergie eines Herztones auf den Frequenzbereich zwischen 50 und 60 Hz.

Das menschliche Ohr erkennt jedoch diese Intensitätsdifferenzen nicht in der Art, wie in Abb. 4 dargestellt. Der Abfall des Schallpegels zu den höheren Frequenzen hin wird durch die größere Empfindlichkeit des Ohres in diesem

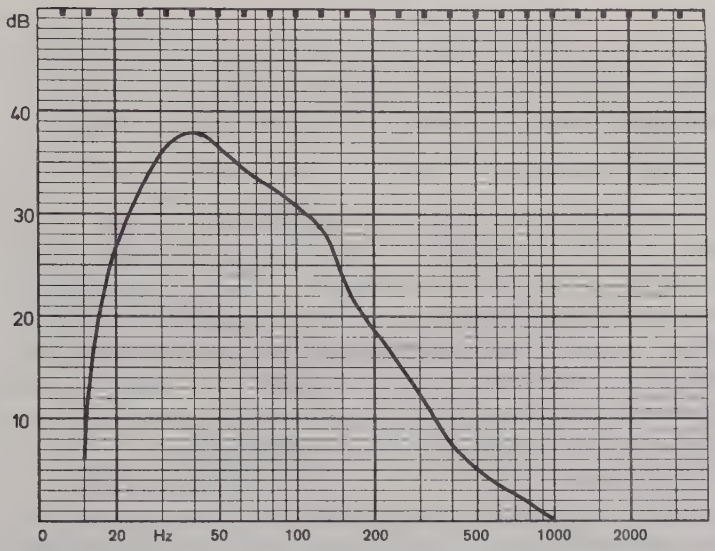

Abb. 4 Schallpegelverteilung des 1. Herztones über Pulmonalis (umgezeichnet nach AIGNER et al. 1973)

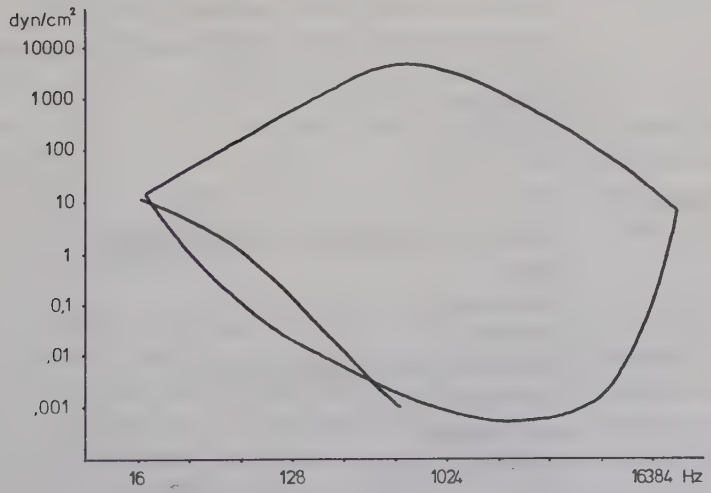

Abb. 5 Einordung der Herztöne in die Hörfläche (nach WILLIAMS a. DODGE 1926 und SCHÜTZ 1958)

Bereich kompensiert. Durch den steilen Anstieg der Hörschwelle im niederen Frequenzbereich kommt die hohe Schwingungsintensität dieser Herztonfrequenzen nur wenig zur Geltung.

Dies verdeutlicht die Einordung der Herztöne in die Hörfläche; die Schalldruckwerte liegen dabei nur wenig über der unteren Grenze der Hörempfindung (Abb. 5). Hierbei ist zu berücksichtigen, daß sich die Hörflächendarstellung auf Dauertöne bezieht, während Herztöne und kurzdauernde Geräusche impulsähnlichen Charakter haben. Bei Schallvorgängen, die kürzer als 0,1 sec sind, hängt der Lautstärkeeindruck stark von der Dauer des Reizes ab (BÉKÉSY 1929).

Für die Beurteilung und Beschreibung der Schallphänomene des Herzens müssen eine ganze Reihe von Kriterien berücksichtigt werden.

Herztöne:
- Differenzierung nach dem Takt oder durch gleichzeitige Palpation des peripheren Pulses
- Lautstärke
- Klangfarbe
- Spaltung

Herzgeräusche:
- zeitliche Einordung in den Herzzyklus
- Dauer
- Lautstärke
- Dynamik
- Klangfarbe (Frequenzgehalt)
- Punctum maximum
- Fortleitung
- Atemabhängigkeit

Ein gleichzeitiges Erfassen all dieser Kriterien bei einmaligem Hinhören ist nicht möglich. Der Untersucher muß zur genauen Beurteilung eines pathologischen Herzbefundes unter entsprechendem zeitlichen Aufwand die obenstehende Liste Punkt für Punkt durchgehen. Dabei ist besonders zu beachten, daß die Herzaktion als ein dynamisches Geschehen durch Atemtätigkeit, Druckänderungen innerhalb des Thorax sowie durch Änderung der Körperlage beeinflußbar ist.

II.5. Das Stethoskop

Das Stethoskop stellt ein geschlossenes akustisches System dar, das Schallphänomene von der Körperoberfläche des Patienten zum Untersucherohr weiterleiten soll. Als Übertragungsmedium dient eine geschlossene Luftsäule.

Der Herzschall entsteht bei der Herzaktion zunächst als Körperschall und wird als solcher durch die Gewebe der Brustwand an die Körperoberfläche geleitet. Hier geht der Körperschall in Luftschall über; dabei verliert er einen großen Teil seiner Energie, da die Schallwellenwiderstände des Gewebes und der Luft unterschiedlich groß sind (TRENDELENBURG 1954).

Die Erregung der Luftsäule im Stethoskop erfolgt durch die Schwingungen der Abschlußmembran des Schallkopfes. Bei Membranschallköpfen nimmt die Membran des Stethoskopes die Schallwellen von der Körperoberfläche direkt auf, bei offenen Trichterschallköpfen wirkt die unter der Trichteröffnung gespannte Haut als Membran. Die akustischen Eigen-

schaften dieser Membran, nämlich das Übertragungsverhalten für einzelne Frequenzbereiche sind abhängig von ihrer Spannung. Eine locker gespannte Haut ist fähig, langsame tieffrequente Schwingungen aufzunehmen und an die Luft weiterzugeben, während eine straffe Membran nur auf höhere schnellschwingende Frequenzen anspricht.

Dieser Effekt wird bei den Membranschallköpfen bewußt ausgenutzt. Die relativ straffe Membran filtert die Frequenzen unterhalb 150 - 200 Hz aus, ohne jedoch den höheren Bereich verstärkt wiederzugeben (ERTEL 1966); sie wirkt als Hochpaßfilter. Dem Untersucher erscheinen die höheren Frequenzen subjektiv lauter, da der Verdeckungseffekt durch die tieferen Anteile wegfällt (ERTEL 1969).

Der offene Trichterschallkopf dagegen ist für die Übertragung der tiefen Frequenzbereiche geeignet. Je größer der Durchmesser der Trichteröffnung ist, desto besser werden die niederen Frequenzen aufgenommen (RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941). Durch Änderung des Auflagedruckes und damit der Hautspannung kann der aufgenommene Frequenzbereich beeinflußt werden. Im allgemeinen soll der Trichterschallkopf mit geringstem Druck nur eben auf die Haut aufgesetzt werden, um so energiereiche tieffrequente Schwingungen hörbar zu machen.

Aus diesen physikalischen Überlegungen ergeben sich die Anwendungsbereiche für den Membran- und den Trichterschallkopf. Eine Membran ist nützlich, um einen ersten Eindruck eines Herzbefundes zu gewinnen, sowie für die Beurteilung von mittel- und hochfrequenten Herztönen und Herzgeräuschen (s. Tab. 3). Der Trichterschallkopf wird zur Erkennung des tieffrequenten Herzschalles benötigt. Da eine zuverlässige Herzdiagnostik nur durch Benutzung beider Schallköpfe betrieben werden kann, sind kombinierten Schallköpfen mit Umschaltmechanik der Vorzug zu geben.

Die Übertragungseigenschaften einer Stethoskopmembran sind abhängig von ihrer Steifheit, Elastizität und Masse, normalerweise aber unabhängig vom Auflagedruck. Es werden jedoch auch Membranen beschrieben, deren Oberflächengestaltung bei Erhöhung des Auflagedruckes eine Vergrößerung der Membranspannung bewirken (HOWELL a. ALDRIDGE 1965). Üblicherweise werden Kunststoffmembranen verwendet, von denen gefordert werden muß, daß sich die Dämpfung nur auf den niederen Frequenzbereich beschränkt, also keine allgemeine Abschwächung des Herzschalles verursacht wird, was bei dicken Membranen der Fall sein kann (RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941).

Der Schall pflanzt sich in der Luftsäule des Stethoskopes durch Longitudinalwellen fort. Die Luftsäule braucht aus diesem Grunde keinen konstanten Querschnitt oder geradlinigen Verlauf aufzuweisen. Bei den älteren monauralen Holzstethoskopen, die heute in der Geburtshilfe noch in Gebrauch sind, findet zusätzlich eine Weiterleitung des Körperschalles durch das starre Holzrohr und Übertragung auf die Schädelkalotte des Untersuchers statt. Dies macht sich in einer verstärkten Übertragung der mittleren und höheren Frequenzen ab 200 Hz bemerkbar (ERTEL 1966). Dennoch ist die Hörleistung eines binauralen Stethoskopes besser, da die Hörschwelle des menschlichen Ohres bei binauralem Hören auf der gesamten Frequenzskala 3 - 5 dB niedriger liegt (McKUSICK 1958). Nach Untersuchungen von RAPPAPORT and SPRAGUE (1941) ist im Bereich zwischen 60 und 400 Hz ein binaurales System im Durchschnitt 20 dB besser als das monaurale. Ein wichtiger Gesichtspunkt ist, daß durch den Verschluß beider Ohren der störende Einfluß der Umgebungsgeräusche vermindert wird.

Die schwingende Luftsäule innerhalb eines Stethoskopes weist eine Eigenresonanz auf. Die Energie, die zur Anregung der Luft benötigt wird, ist nicht für alle Frequenzen gleich groß. Dies bedeutet, daß bestimmte Frequenzbereiche je nach Bauart des Stethoskopes mit geringem Energieverlust übertragen werden und dadurch lauter erscheinen. Eine Verstärkung dieser Frequenzen gegenüber der Erregungsintensität kommt jedoch einer Energievermehrung gleich und ist daher nicht möglich. Welche Frequenzen durch die Eigenresonanz hervorgehoben werden, entscheidet in der Hauptsache das Volumen der Luftsäule. Die Resonanzfrequenz ist umso tiefer, je größer dieses Volumen ist. Innerhalb dieser Luftsäule nimmt der Schallkopf einen anteilsmäßig großen Raum ein. Neben der Resonanzfrequenz des Luftvolumens tritt auch die der Membran auf; sie ist vom Schwingungsverhalten der Membran abhängig. Eine weitere Beeinflussung der Resonanz erfolgt durch die Elastizität der Schlauchwand.

Zur Anregung der Luftsäule wird umso mehr Energie benötigt, je größer das Luftvolumen ist, das in Schwingungen versetzt werden soll. Deshalb gilt der Grundsatz, daß das Innenvolumen eines Stethoskopes möglichst klein zu halten ist. Dies kommt besonders den energiearmen höheren Frequenzen zugute. Dies läßt sich durch teilweises Auffüllen des Membranschallkopfes mit Plastilin demonstrieren; die Übertragung der Frequenzen oberhalb 300 Hz bessert sich deutlich (BURCH a. STOCK 1961). Ein großvolumiger Trichter kann demgegenüber den Luftraum so stark vergrößern, daß schwache hochfrequente Anteile eines Herztones verloren gehen.

Entscheidend für das Gesamtvolumen eines Stethoskopes ist die Länge des Schlauches und dessen Innendurchmesser. Das ideale Stethoskop müßte einen kurzen, harten und einfachen Schlauch mit kleinem Durchmesser besitzen (DAWSON 1964).

Die Länge des Schlauches beeinflußt die Übertragung der Frequenzen unter 100 Hz kaum, bei höheren Frequenzen sinkt jedoch der Wirkungsgrad mit wachsender Länge (RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941). Für die Praxis muß das Instrument eine ausreichende Länge besitzen, um dem Untersucher eine entspannte Haltung zu ermöglichen.

Nach den Untersuchungen von RAPPAPORT and SPRAGUE (1941) hat ein Schlauch mit einem Innendurchmesser von 3,2 mm (1/8 inch) bis 115 Hz die besten Übertragungseigenschaften. In höheren Frequenzbereichen finden sich keine wesentlichen Unterschiede im Vergleich zu größeren Durchmessern. Kleinere Durchmesser als 3,2 mm fallen jedoch schon ab 40 Hz stark ab. Die Schlauchinnenwand muß glatt sein; das Schlauchmaterial darf nicht zu weich sein, da sonst Schwingungsenergie verloren geht, aber auch nicht zu hart, weil dann ein klingender Höreindruck entsteht. Andererseits muß jedoch eine möglichst große Wanddicke gefordert werden, um Störgeräusche abzuschirmen (MICHOLD u. HABERLAND 1972).

Zur Verkleinerung des Innenvolumens muß für das ideale Stethoskop aus theoretischen Gründen ein einfaches Schlauchsystem gefordert werden, dessen y-förmige Teilungsstelle möglichst weit vom Schallkopf entfernt liegt, wie dies die Mehrzahl der heute auf dem Markt angebotenen Stethoskope besitzt. Experimentelle Untersuchungen (ERTEL et al. 1966) zeigen jedoch, daß der einfache Schlauch im Vergleich zum Doppelschlauch einen geringfügigen Verlust an hohen Frequenzen und ein unregelmäßig verzerrtes Übertragungsmuster bietet, was auf die Reflexion der Schallwellen an der Teilungsstelle zurückgeführt werden muß.

Man darf nicht davon ausgehen, daß ein Stethoskop ein Geräusch natürlich wiedergibt. Dadurch, daß einzelne Frequenzen durch die stehenden Wellen des Schlauchsystems relativ verstärkt und andere abgeschwächt werden, wird

das Geräusch verzerrt übertragen. Man wird durch direktes Auflegen des Ohres auf die Brust des Patienten und bei der Aufzeichnung der Herzgeräusche durch ein Phonokardiogramm ein anderes Geräuschspektrum erhalten, als beim Abhören über ein Stethoskop.

Neben den bisher besprochenen Punkten, die den Wirkungsgrad eines Stethoskopes beeinflussen, sind noch weitere Punkte zu erwähnen:

- genaues Auflegen des Schallkopfes auf die Patientenbrust
- Kratzgeräusche durch Haare auf der Patientenbrust
- Reiben des Schlauches an einem Kleidungsstück oder Aneinanderreiben von Doppelschläuchen
- Dichtigkeit des gesamten Schallübertragungssystems sowie genaue Paßform der Ohroliven.

Eine nicht zu unterschätzende Bedeutung für das Auskultationsergebnis haben Umgebungsgeräusche. Der Hörverlust in einem normal lauten Untersuchungszimmer mit einem Schallpegel von 65 dB gegenüber einem schallgeschützten Raum mit einem Pegel von 35 dB beträgt beim Hören durch ein Stethoskop 11 - 12 dB (GROOM 1956).

Für die Qualität eines Stethoskopes sind seine sämtlichen Einzelelemente verantwortlich. Sie müssen nicht nur für sich optimiert sondern auch aufeinander abgestimmt sein. Das Ziel ist ein Stethoskop, dessen Übertragungseigenschaften ein ausgewogenes Amplitudenverhältnis aufweisen und das laute Frequenzbereiche geeignet dämpft und die interessierenden leisen Bereiche ungedämpft wiedergibt (MICHOLD u. HABERLAND 1972).

III. Trichterstethoskope

Methodik

Um eine Aussage über die Übertragungseigenschaften eines Stethoskopes und damit auch über seine Qualität machen zu können, müssen die zu vergleichenden Stethoskope einer definierten Schallquelle ausgesetzt werden. Als akustischer Parameter zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit dient die Schallintensität bzw. der Schalldruck.

In Anlehung an ERTEL et al. (1966) haben wir eine Versuchsapparatur aufgebaut, mit deren Hilfe sich Schalldruckmessungen im Frequenzbereich von 20 Hz bis 20 kHz sowohl am Trichtereingang des Stethoskopes als auch am Trommelfell eines künstlichen Gehörganges durchführen lassen. Ein Vergleich dieser beiden Werte erlaubt Aussagen über das Übertragungsverhalten der untersuchten Stethoskope in den einzelnen Frequenzbereichen.

Als Schallquelle diente ein Sinusgenerator (Brüel u. Kjaer 1024) mit einem Frequenzbereich von 20 - 20000 Hz, der einen Kopfhörer (TDH 39) speiste. Als Verbindung zwischen Hörer und Stethoskoptrichter wurde ein Adapter aus einer 1 cm dicken Kunststoffscheibe hergestellt, in deren Mitte sich ein Loch mit einem Durchmesser von 1 cm befand und die auf beiden Seiten mit einer etwa 1 mm dicken Schicht eines weichen, elastischen Materials [1] belegt war. Dadurch war ein luft- und schalldichter Kontakt sowohl zwischen Hörer und Adapter als auch zwischen Trichter und Adapter gewährleistet. Schräg durch die Kunststoffscheibe lief eine 3,5 mm starke Bohrung, durch die ein Sondenmikrophon (Brüel u. Kjaer: Vorverstärker 2615, 1/8-Zoll-Mikrophon 4138) so eingebracht werden konnte, daß sich dessen Spitze genau auf der Trichtereingangsebene befand (Abb. 9).

---

1) Xantopren, Bayer

Für die Schalldruckmessung des am Ohr ankommenden Schalles wurden zwei künstliche Gehörgänge aus elastischem Material [1] angefertigt. Die innere Oberfläche der Gehörgänge war absolut glatt, um eine exakte Reflexion der Schallwellen zu ermöglichen. Als Trommelfell war an den in 45° abgeschrägten Enden ein Stück Kofferdam luftdicht aufgeklebt. Die Messung des Schalldruckes erfolgte durch ein Sondenmikrophon (Brüel u. Kjaer: Vorverstärker 2619, 1/2-Zoll-Mikrophon 4133, Sonde ø 1 mm, Länge 5 cm), das seitlich durch den Gehörgang so durchgestoßen war, daß sich seine Spitze unmittelbar vor dem Trommelfell befand (Abb. 8). Das gegenüberliegende Ende der künstlichen Gehörgänge war ampullenförmig erweitert, so daß die Ohroliven der Stethoskope einen guten Halt hatten. Auf den exakten Sitz der Ohroliven wurde besonders geachtet.

Mit Hilfe eines Schreibers war es nun möglich, für jedes untersuchte Trichterstethoskop gleichzeitig den frequenzabhängigen Schalldruck am Trichter und am künstlichen Trommelfell aufzuzeichnen. Unter der Voraussetzung, daß die Übertragung der Schallwellen ohne harmonische Verzerrung erfolgt, gibt die Differenz dieser beiden Kurven das Übertragungsverhalten des Stethoskopes wieder.

Bei der Darstellung der Kurven haben wir uns auf den Frequenzbereich von 30 - 1000 Hz beschränkt, da höhere Frequenzen für die Herzauskultation keine Relevanz besitzen. Absolute Aussagen über die Dämpfung oder Verstärkung in Dezibel sind in unserem Fall nicht möglich, da wir auf eine Eichung der beiden Sondenmikrophone verzichtet haben und also deren Frequenzgang in das Ergebnis mit eingeht. Aber weil der Frequenzgang jede Messung in gleichem Maße beeinflußt, ist ein relativer Vergleich der Ergebnisse untereinander erlaubt. Die Kurven geben also die relative Übertragungsqualität der Stethoskope als Funktion der Frequenz bezogen auf einen willkürlich gewählten gemeinsamen Bezugswert (0 dB) wieder.

---

1) Silaplast und Silasoft, Detax-Dental

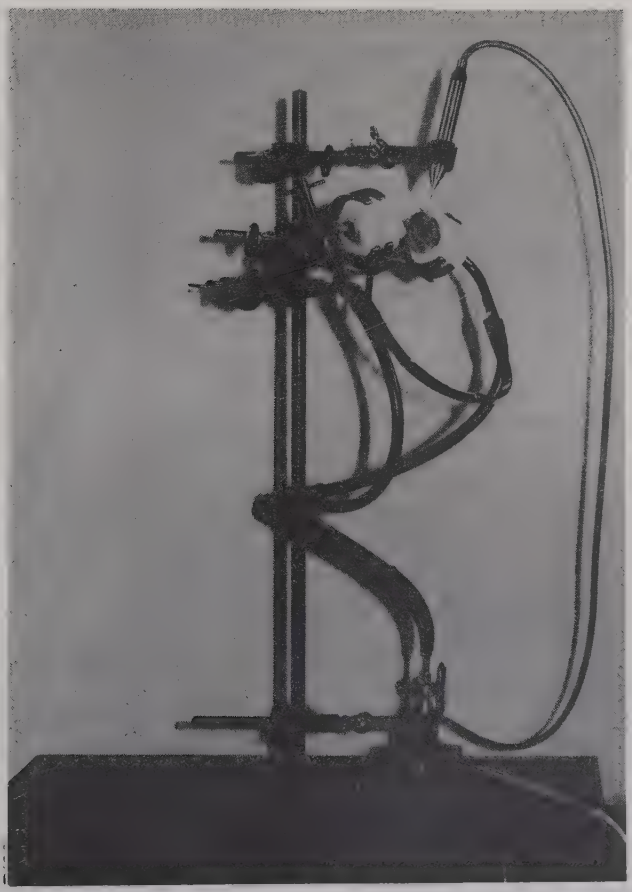

Abb. 6 Versuchsaufbau zur Prüfung der Trichterstethoskope

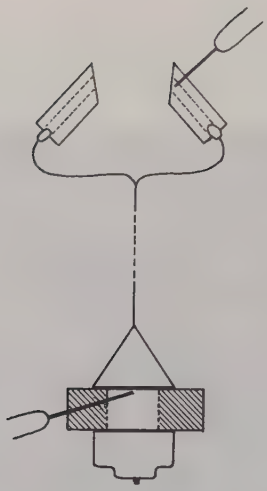

Abb. 7 Versuchsaufbau zur Prüfung der Trichterstethoskope

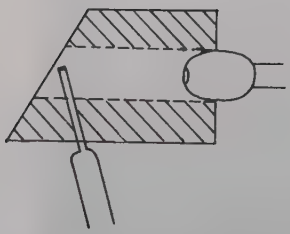

Abb. 8 Künstlicher Gehörgang mit Sondenmikrophon Brüel u. Kjaer: Vorverstärker 2619, 1/2-Zoll-Mikrophon 4133, Sonde ø 1 mm, Länge 5 cm

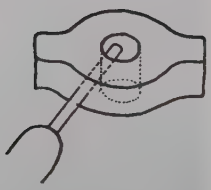

Abb. 9 Adapter mit Sondenmikrophon Brüel u. Kjaer: Vorverstärker 2615, 1/8-Zoll-Mikrophon 4138

Ergebnisse

Für unsere Untersuchungen standen uns 17 Stethoskope mit Trichterschallköpfen zur Verfügung. 2 dieser Instrumente waren nur mit einem Trichter ausgestattet, die restlichen 15 hatten einen zusätzlichen Membranschallkopf und waren umschaltbar. 8 Stethoskope wurden uns vom Handel für das Experiment zur Verfügung gestellt, 9 Instrumente waren in klinischem Gebrauch und unterschieden sich von den neuen Instrumenten meist durch kleinere bauliche Abweichungen.

Jedes Stethoskop trägt eine Nummer. Stethoskope mit kombinierten Schallköpfen erscheinen in allen Tabellen unter derselben Nummer.

Nr.	Hersteller	Trichterdurchmesser in cm	Trichterform	Lochgröße	Schlauchlänge in cm	Doppelschaluch	Schlauchinnendurchmesser in mm	Schlauchaußendurchmesser in mm	Schlauchmaterial	Preis	Sonstiges
I	Rieger-Bowles	2,5	Trompete halbrund	klein	48	+	6,0	8,0	weich	45.-	neu
II	"	2,3	"	weit	52	+	6,2	8,9	"		
III	"	2,3	"	"	34	+	10,0	12,0	"		
IV	"	2,3	"	"	50	+	11,0	12,0	hart		
V	"	2,3	"	mittel	34	+	6,0	7,0	sehr hart		Druckschlauch
VI	Rappaport-Sprague	2,3	flach	klein	30	+	6,3	9,5	weich	214.-	
VII	"	2,3	"	"	30	+	6,3	9,5	"		
VIII	"	3,0	"	"	30	+	6,3	9,5	"		
IX	"	2,3	"	"	50	+	6,3	9,5	"		
X	Leightweight	2,25	flach	klein	52	-	5,0	7,5	mittel	45.-	neu
XI	"	2,9	"	"	54	-	5,0	7,0	weich		neu
XII	Littmann	2,8	flach	klein	34	-	4,7	9,0	weich	89.-	neu
XIII	"	2,3	"	"	34	-	8,5	11,0	mittel		
XIV	Eschmann	2,5	flach	klein	45	-	5,0	8,3	hart	50.-	
XV	Biphonette Tr	1,9	Trompete	mittel	54	-	5,0	7,0	weich	51.65	neu, keine Membran
XIX	KaWe Multiphon	3,5	halbrund	klein 2-fach	57	+	7,0	8,0	weich	37.50	zusätzlicher Gummiwulst neu, keine Membran
XXI	Erkaphon	2,25	flach	klein	52	-	5,0	7,5	mittel	39.50	neu

Tab. 4 Geprüfte Trichterstethoskope

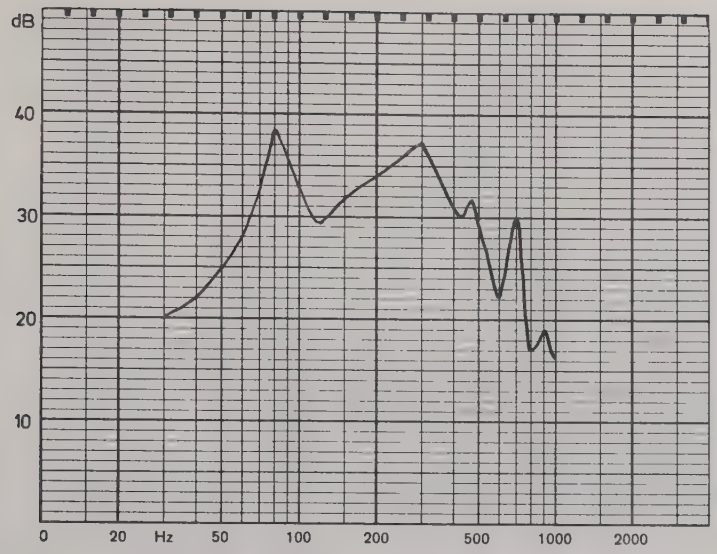

Abb. 10 Trichterstethoskop I (Rieger-Bowles)
Relatives Übertragungsmaß in dB

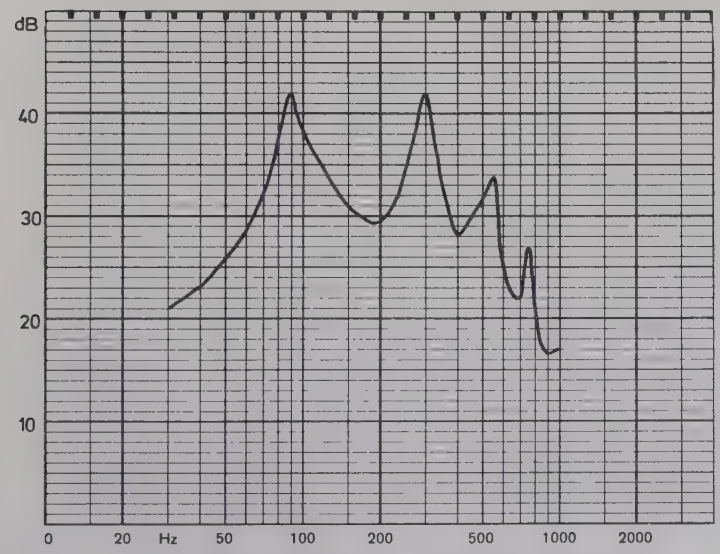

Abb. 11 Trichterstethoskop II (Rieger-Bowles)

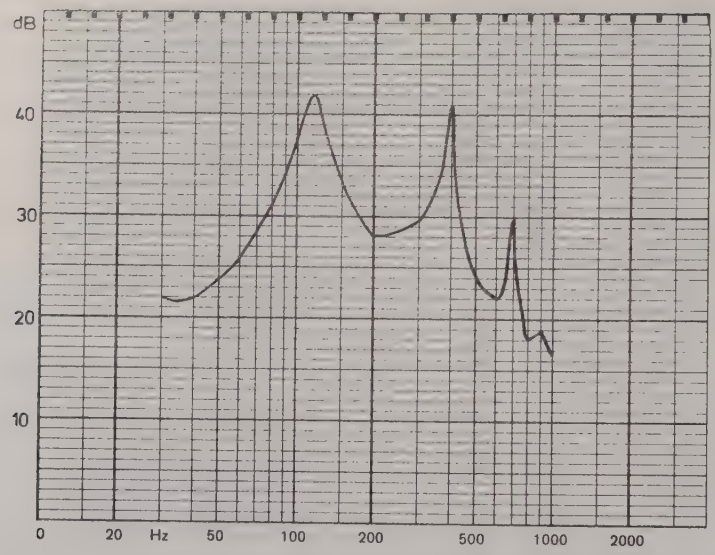

Abb. 12 Trichterstethoskop III (Rieger-Bowles)

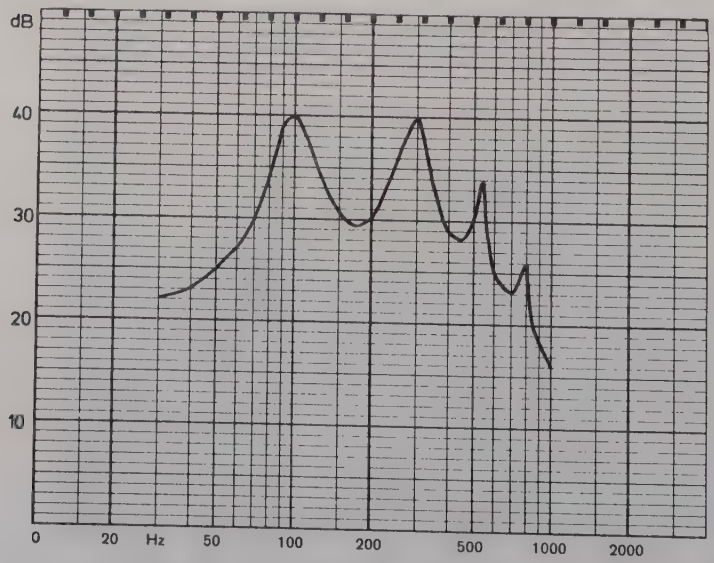

Abb. 13 Trichterstethoskop IV (Rieger-Bowles)

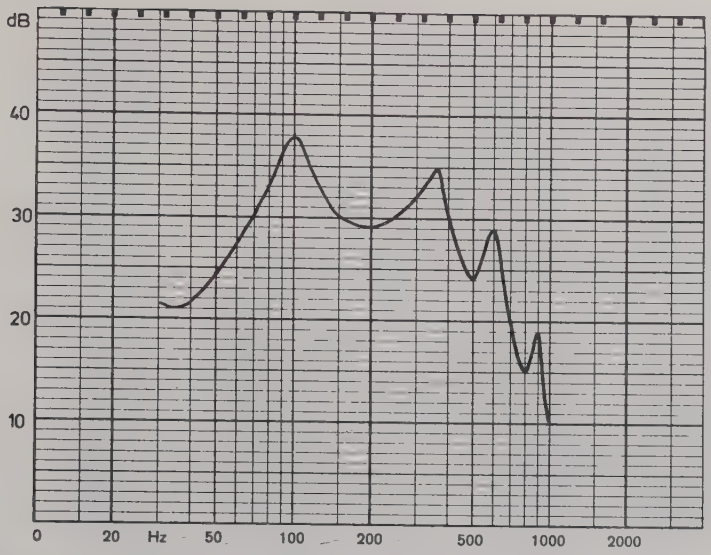

Abb. 14 Trichterstethoskop VI (Rappaport-Sprague)

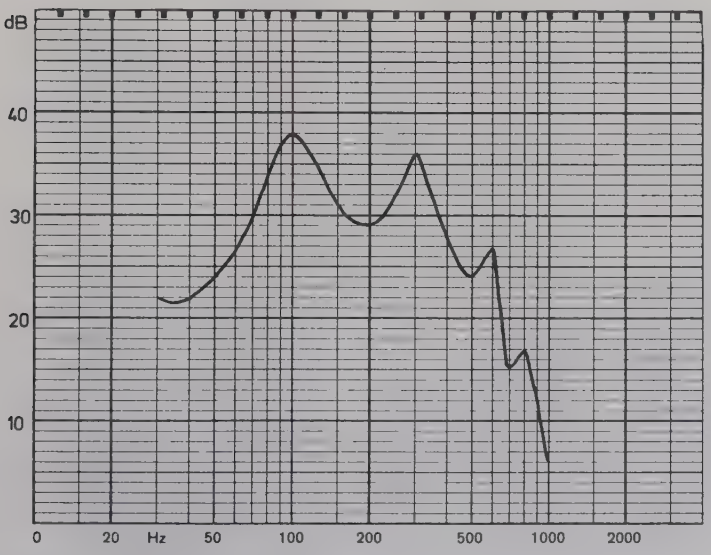

Abb. 15 Trichterstethoskop VII (Rappaport-Sprague)

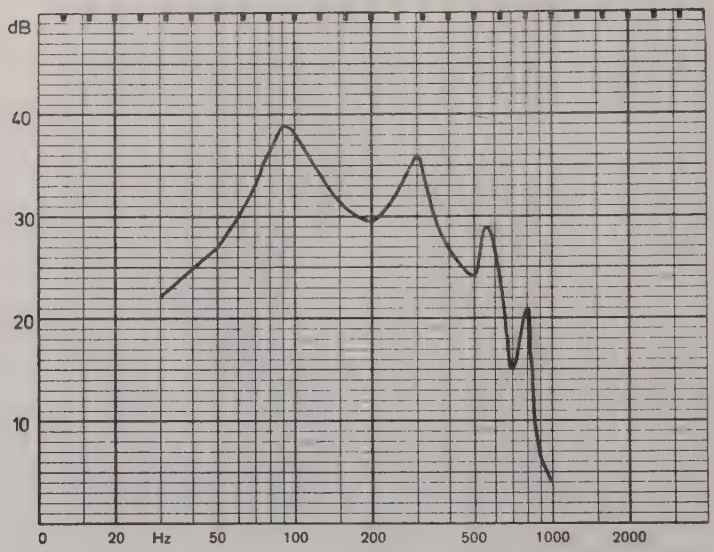

Abb. 16 Trichterstethoskop VIII (Rappaport-Sprague)

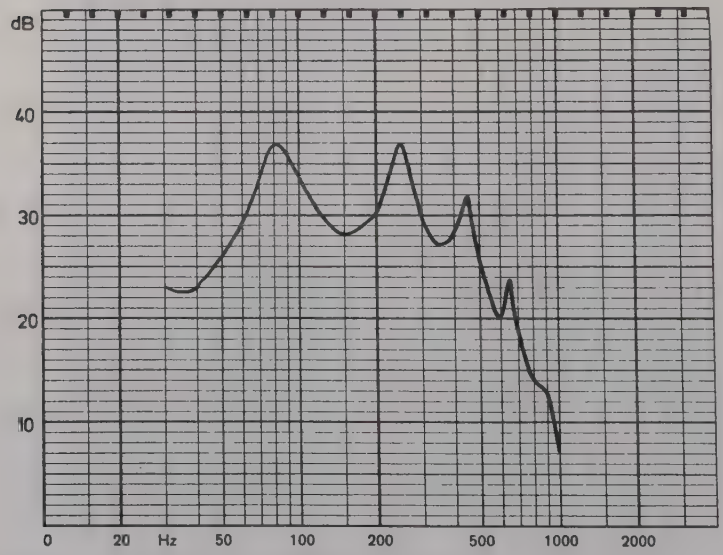

Abb. 17 Trichterstethoskop IX (Rappaport-Sprague)

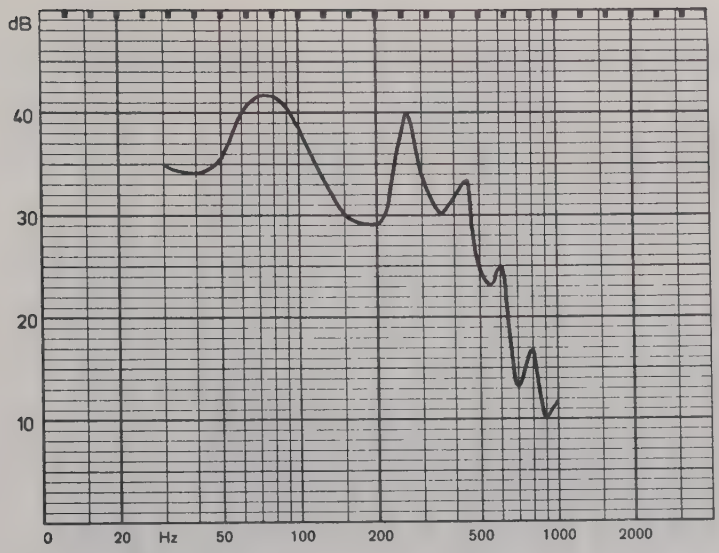

Abb. 18 Trichterstethoskop X (Leightweight)

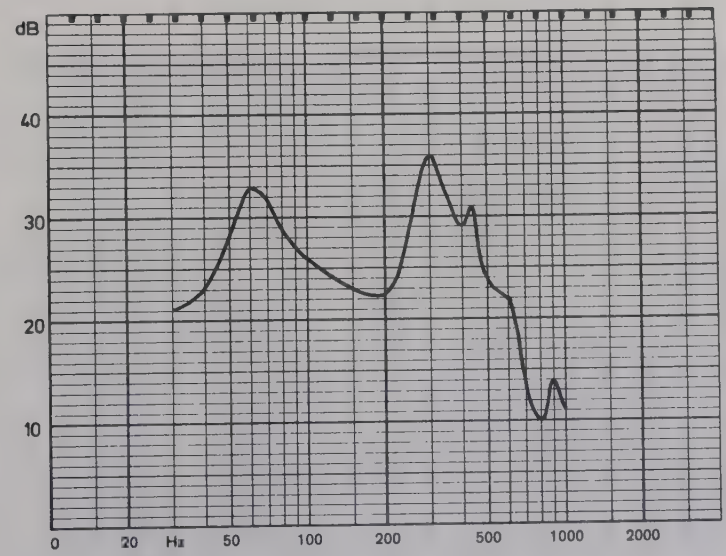

Abb. 19 Trichterstethoskop XI (Leightweight)

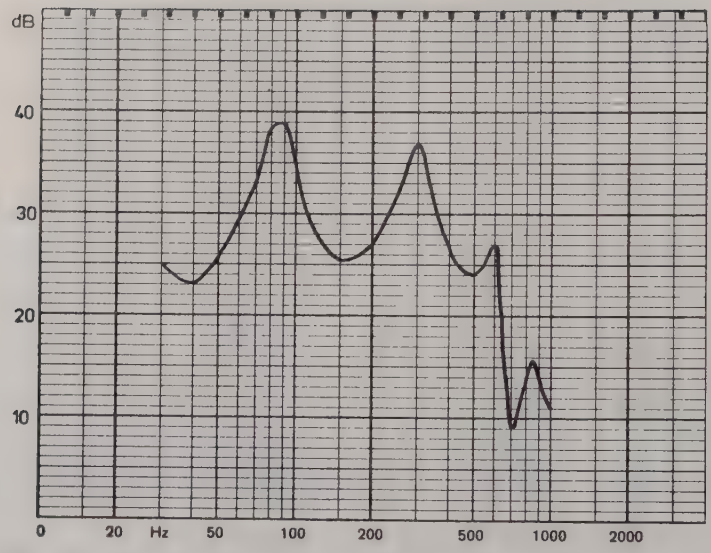

Abb. 20 Trichterstethoskop XII (Littmann)

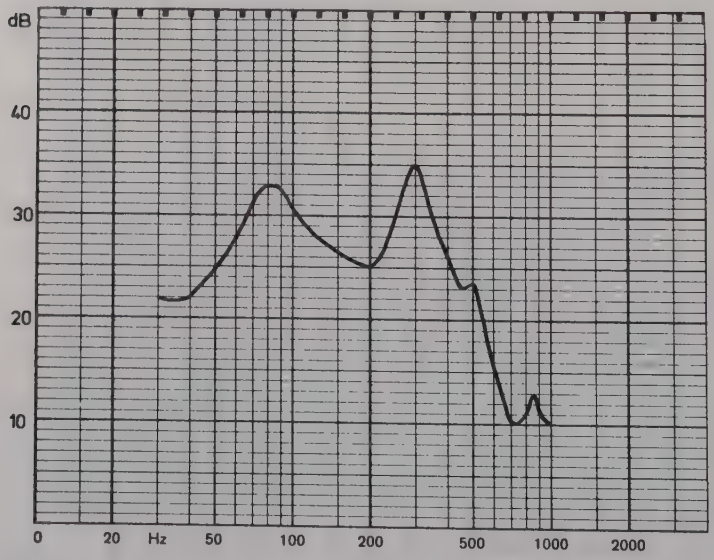

Abb. 21 Trichterstethoskop XIII (Littmann)

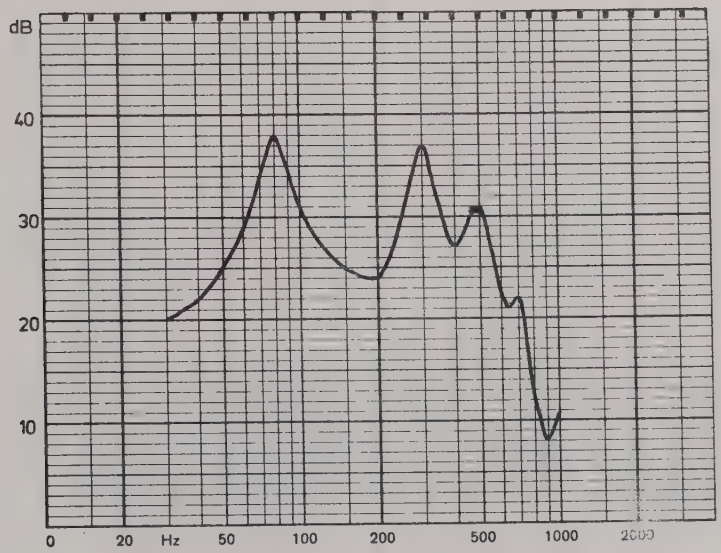

Abb. 22 Trichterstethoskop XIV (Eschmann)

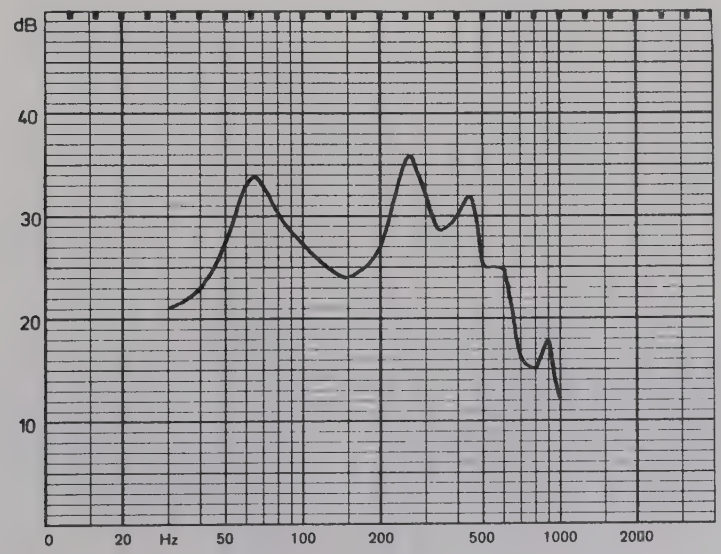

Abb. 23 Trichterstethoskop XV (Biphonette Tr)

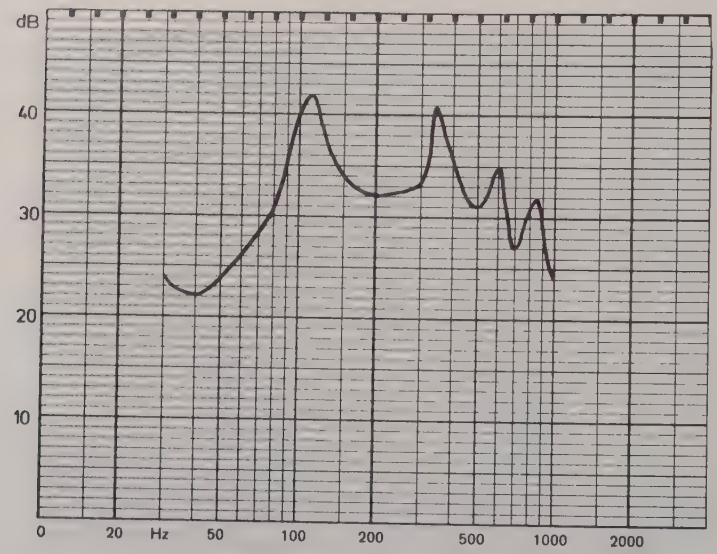

Abb. 24 Trichterstethoskop XIX (KaWe Multiphon)

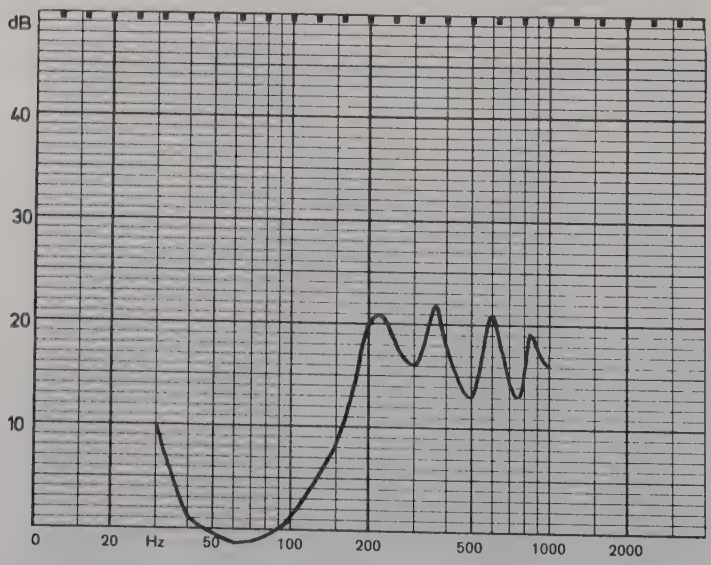

Abb. 25 Trichterstethoskop XXI (Erkaphon)

Auswertung

Eine gleichmäßige Wiedergabe aller Teilbereiche der Frequenzskala ist bei einem herkömmlichen Stethoskop nicht zu erwarten. Dies bestätigen unsere Untersuchungen. Bedingt durch die Ausbildung stehender Wellen im Schlauchsystem des Instrumentes treten in den Diagrammen Gipfel und Wellentäler auf, die für jedes Stethoskop eine charakteristische Anordung aufweisen.

Zur Beurteilung dieser Diagramme müssen folgende Merkmale beachtet werden:

- Frequenz des 1. Gipfels
- Höhe des 1. Gipfels
- Verlauf der Kurve im Frequenzbereich bis 100 Hz
- Niveau der Kurve oberhalb 100 Hz

Der Trichter findet Anwendung beim Abhören des tieffrequenten Herzschalles. Die Qualität eines Trichterstethoskopes muß deshalb nach seinen Übertragungseigenschaften im Frequenzbereich unterhalb 80 - 100 Hz beurteilt werden. Für diesen Bereich ist eine möglichst geringe Abschwächung zu fordern, da die Hörschwelle des menschlichen Ohres hier um 40 - 50 dB höher liegt als im Hauptsprachbereich (500 - 3000 Hz). Dies ist der Grund, weshalb tieffrequente Herzgeräusche für unser Ohr meist sehr leise sind und nur mit Mühe gehört werden.

Daneben ist das Übertragungsverhalten des Trichters in den höheren Frequenzen von geringer Bedeutung. Eine Beurteilung eines mittel- oder hochfrequenten Herzschalles mit einem guten Trichter ist nicht möglich, da diese Frequenzen durch die tiefen Frequenzen verdeckt werden können.

Der erste Gipfel der Kurven liegt im allgemeinen zwischen 60 und 120 Hz. Der Schalldruck des ankommenden Schalles ist dabei im Vergleich zum Eingangswert um 3 - 12 dB größer, es liegen also bei den von uns geprüften Instrumenten Unterschiede bis zu 9 dB vor. Vergleicht man den Kurvenverlauf bei 50 Hz, so findet sich hier bei allen Stethoskopen eine geringe Abschwächung des Schalles um 2 - 6 dB. Hier ist die Varianz der einzelnen Instrumente also kleiner. Eine Ausnahme macht das Stethoskop X der Abb. 18, bei dem wir bei 50 Hz sogar eine Verstärkung um 5 dB fanden.

Der Verlauf der Kurven oberhalb 100 Hz ist uneinheitlich. Es folgt ein zweiter Gipfel zwischen 250 und 350 Hz, ein dritter Gipfel zwischen 450 und 600 Hz und ein vierter Gipfel zwischen 650 und 900 Hz. Auch hier zeigen sich starke Niveauunterschiede.

Die Ergebnisse stellen Differenzkurven dar zwischen dem Schalldruck am Eingang und am Ausgang des Stethoskopes. Vergleicht man die Kurven des Eingangschalldruckes untereinander, so ergeben sich hier bereits Differenzen, die - bei konstantem Schalldruck des Kopfhörers während der Prüfung - auf die verschiedenen Trichterformen und die unterschiedliche Schallimpedanz der Stethoskope zurückgeführt werden müssen. Wir waren daher gezwungen, für jedes Stethoskop den Eingangschalldruck zu messen und konnten uns nicht mit einer einmaligen Aufzeichnung begnügen.

In Abb. 26 sind 3 Instrumente herausgegriffen, die deutlich machen, wie stark die Schalldruckwerte gerade in dem uns interessierenden Bereich bis 100 Hz differieren. In der Differenzkurve kommt die unterschiedliche Ausgangssituation des einzelnen Stethoskopes nicht zum Ausdruck, da diese Kurve eine Darstellung des Übertragungsvermögens, nicht des Aufnahmevermögens des Instrumentes ist.

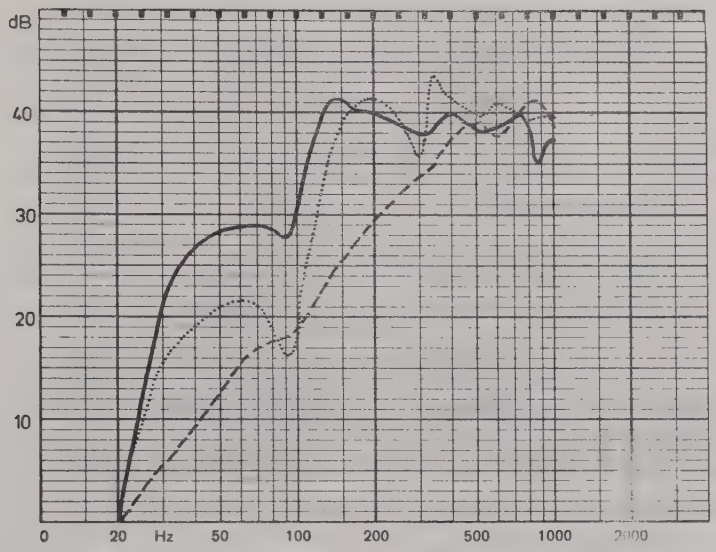

Abb. 26 Aufzeichnung des Eingangschalldruckes der Stethoskope II (·····), VII (——), VIII (- - -)

Eine Gegenüberstellung zweier Stethoskope, die sich in der Trichtergröße unterscheiden, zeigt Abb. 27. Bei beiden Instrumenten handelt es sich um Geräte von Rappaport-Sprague, Nr.VIIIhat einen um 7 mm größeren Trichterdurchmesser als Nr. VI. Der Vergleich läßt deutlich die besseren Übertragungseigenschaften des Stethoskopes VIII im Bereich unter 100 Hz erkennen.

Die Beeinflussung der tiefen Frequenzen durch den Trichterdurchmesser läßt sich auch bei den Stethoskopen XII und XIII von Littmann demonstrieren (Abb. 28). Beide Kurven dieser Instrumente haben ihren ersten Gipfel bei 85 Hz. Nr. XII besitzt einen um 5 mm größeren Trichter und überträgt bei dieser Frequenz einen um 6 dB größeren Schalldruck.

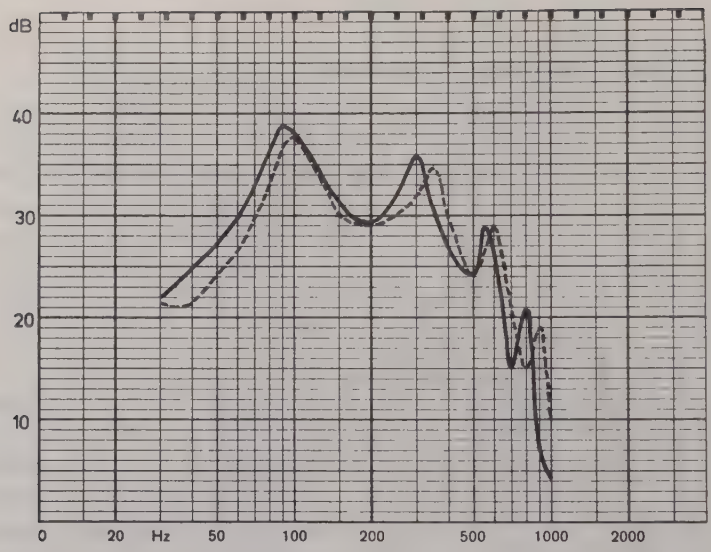

Abb. 27 Trichterstethoskope VI (---) und VIII (——)
(Rappaport-Sprague)

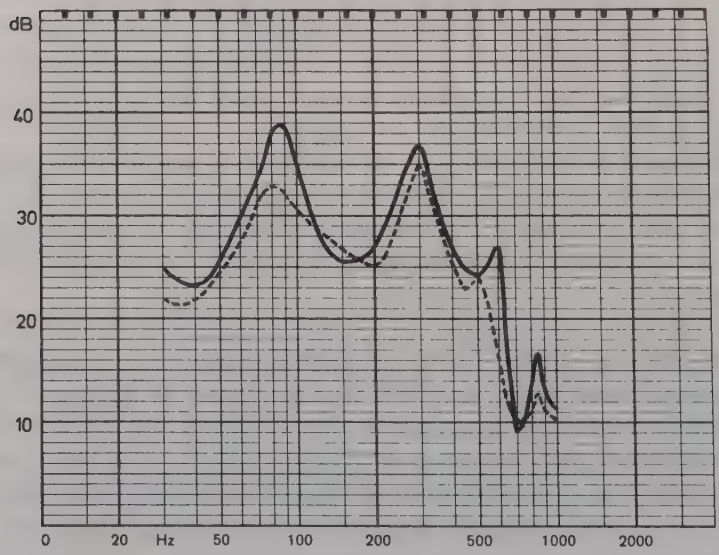

Abb. 28 Trichterstethoskope XII (——) und XIII (---)
(Littmann)

Die Auswirkung der Schlauchlänge auf die Übertragungseigenschaften zeigt ein Vergleich der Stethoskope II und III (Rieger-Bowles), die in Abb. 29 dargestellt sind. Für den längeren Schlauch findet sich eine kongruente Verlagerung der Kurve um 20 Hz zu niederen Frequenzen hin. Dadurch hebt sich der Kurvenabschnitt unterhalb 100 Hz um 2 - 7 dB. Die Erklärung ist darin zu suchen, daß hier wie auch bei unterschiedlichen Trichtergrößen durch die langsamen Schwingungen ein größeres Luftvolumen innerhalb des Instrumentes leichter erregt wird als ein kleineres.

Interessant ist ein Vergleich des Stethoskopes V, das einen sog. "Druckschlauch" von besonders hartem Material besaß, mit dem Stethoskop III (Abb. 30). Unterschiede in der Schlauchlänge und im Bau der Schallköpfe lagen nicht vor. Es zeigt sich, daß die Qualitätsminderung, die das Stethoskop III gegenüber anderen Instrumenten derselben Marke (vgl. Abb. 29) durch den kürzeren Schlauch erfahren hat, beim Stethoskop V durch das harte Material nahezu aufgehoben ist.

Nach den vorliegenden Ergebnissen muß das Stethoskop X (Leightweight) als das beste angesprochen werden, da es im Frequenzbereich unter 100 Hz vor allen anderen die günstigsten Übertragungseigenschaften zeigt. Als einziges Instrument bewirkt es keine Dämpfung der ganz tiefen Frequenzen von 30 - 50 Hz.

Auch die Stethoskope XI (Leightweight) und XV (Biphonette Tr) lassen ausgezeichnete Übertragungsverhältnisse erkennen. Die Kurven besitzen einen frühen Gipfel bei etwa 60 Hz und lassen bei 50 Hz nur eine geringe Abschwächung erkennen.

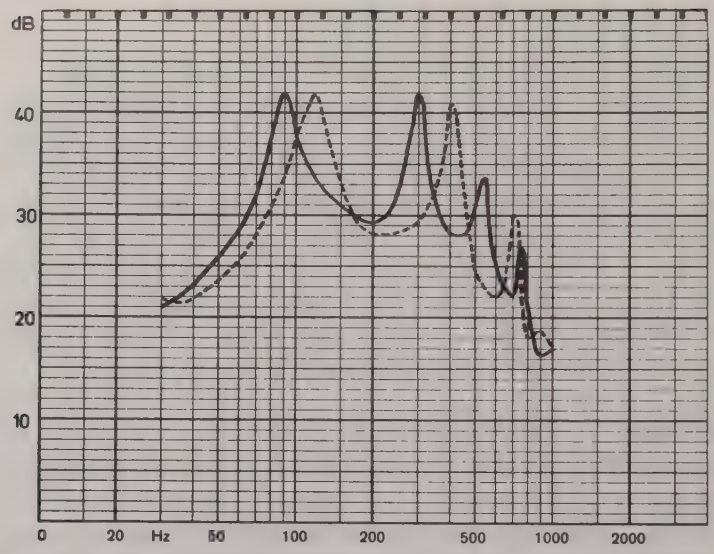

Abb. 29 Trichterstethoskope II (——) und III (---)
(Rieger-Bowles)

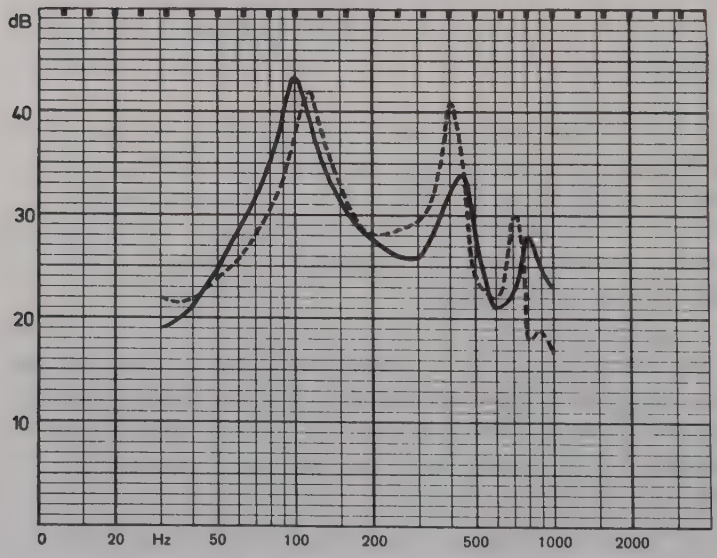

Abb. 30 Trichterstethoskope III (---) und V (——)
(Rieger-Bowles)

Im Gegensatz dazu weisen die Instrumente von Rieger-Bowles sehr hohe Gipfel zwischen 80 und 120 Hz auf. Der Bereich der besten Übertragung liegt also schon in Frequenzen, denen die mittelfrequenten Herzschallphänomene zugeordnet werden (s.a. Tab. 3). Außerdem erfolgt bei diesen Instrumenten eine starke Dämpfung unterhalb 60 Hz.

Bei den Stethoskopen nach Rappaport-Sprague finden sich die Gipfel auch bei 80 - 100 Hz, sie sind allerdings weniger hoch als bei Rieger-Bowles. In der Dämpfung unterhalb 70 Hz entsprechen sich jedoch beide Marken. Eine Ausnahme hiervon macht nur das Stethoskop VIII, das einen größeren Trichterdurchmesser besitzt.

Ebenso zeigen die Instrumente von Littmann, Eschmann und KaWe eine starke Dämpfung im unteren Frequenzbereich und zum Teil sehr späte Gipfel.

Völlig andere Übertragungseigenschaften bietet das Stethoskop XXI der Abb. 25. Hier fanden wir außerordentlich starke Abschwächungen der niederen Frequenzen unterhalb 150 Hz. Nur im Bereich zwischen 500 und 1000 Hz entspricht dieses Stethoskop dem Übertragungsverhalten der übrigen getesteten Instrumente. Unser Ergebnis stimmt mit dem subjektiven Eindruck im klinischen Gebrauch überein.

IV. Membranstethoskope

Methodik

Eine objektive Darstellung der Übertragungseigenschaften gestaltet sich bei den Membranschallköpfen schwieriger als bei den Trichterschallköpfen. Für diese läßt sich durch Erregung der Luft vor dem Trichter und Messung des Schalldruckes am Trichtereingang eine Versuchsanordung schaffen, die hinreichend exakt den tatsächlichen Verhältnissen an der Patientenbrust entspricht.

Bei der Verwendung eines Membranschallkopfes liegen jedoch andere Verhältnisse vor. Hier erregt die schwingende Haut zunächst die Membran des Schallkopfes und diese dann indirekt die Luftsäule des Stethoskopes. Um zuverlässige Aussagen über frequenzabhängige Schalldruckänderungen beim Durchgang durch das Stethoskop machen zu können, muß - analog unserer Versuchsanordung bei den Trichterschallköpfen - der Schalldruck am Übergang vom Körperschall zum Luftschall, also direkt hinter der Membran gemessen werden. Dies ist nur durch eine Bohrung durch die Metallfassung des Schallkopfes möglich, durch die dann ein Sondenmikrophon direkt auf die Rückseite der Membran eingeführt werden kann. Wegen der Aufwendigkeit einer derartigen Untersuchung und auch aus der Überlegung heraus, daß durch Manipulation am Schallkopf Veränderungen der Übertragungseigenschaften resultieren können, haben wir auf diese Versuchsanordung verzichtet.

Da somit eine Messung des Eingangschalldruckes nicht möglich war, mußten wir einen anderen Weg beschreiten, und zwar hörten wir mit allen zu untersuchenden Stethoskopen ein im Frequenzgehalt und in der Lautstärke konstantes Geräusch ab. Die Ergebnisse zeigen dann in Abhängigkeit der unterschiedlichen Übertragungsqualitäten der einzelnen

Stethoskope verschieden stark ausgeprägte Schalldruckmaxima. Unter diesen Voraussetzungen ist es auch möglich, eine Versuchsanordung zu wählen, die den natürlichen Verhältnissen weitestgehend entspricht.

Als Geräusch stand uns eine reine Aorteninsuffizienz eines 25-jährigen Patienten zur Verfügung, die ein relativ lautes diastolisches Sofortgeräusch als kammerdiastolisches Rückflußgeräusch bot. Das Geräusch der Aorteninsuffizienz bietet für unsere Untersuchungen den Vorteil, daß in ihm ein breites Frequenzspektrum enthalten ist (Abb. 32)

Voraussetzung für diesen Versuch ist ein für die Versuchsdauer konstantes Herzgeräusch. Wir begannen die Untersuchungen daher erst, nachdem das Geräusch nach 20 Minuten Ruhelage bei wiederholter Messung auskultatorisch gleichbleibend und frequenzkonstant war. Die Aufzeichnungen erfolgten in Exspiration am liegenden Patienten in einem schalldichten Raum. Zwischen den Messungen wurden kleine Pausen mit Pulskontrollen eingelegt.

Die Schallköpfe der zu prüfenden Stethoskope wurden vom Tester mit der Hand und einem mittleren Auflagedruck auf einen markierten Punkt im 3. ICR links parasternal aufgelegt. Besondere Aufmerksamkeit wurde darauf verwendet, daß die Membran mit ihrer gesamten Fläche auflag. Die Schallaufnahme erfolgte über ein Sondenmikrophon (Brüel u. Kjaer: Vorverstärker 2619, 1/2-Zoll-Mikrophon 4133, Sonde ø 1 mm, Länge 5 cm), welches in einem der im vorhergehenden Kapitel beschriebenen künstlichen Gehörgänge so angebracht war, daß seine Spitze unmittelbar vor dem Trommelfell lag. Die Kennlinie des Mikrophons zeigt Abb. 33. Zur Analyse des ankommenden Schalles wurde ein Frequenzanalysator (Brüel u. Kjaer 2010) in Verbindung mit einem Terzfilter (Brüel u. Kjaer 1614) verwendet, wobei nur der Frequenzbereich von

20 bis 1000 Hz ausgewertet wurde. Zur Aufzeichnung der Meßwerte diente ein synchron koppelbarer Pegelschreiber (Brüel u. Kjaer 2307).

Zur Auswertung der Ergebnisse wurde der in jeder Terz gemessene Schalldruck mit Hilfe der Kennlinie des Mikrophons auf den tatsächlichen Schalldruck umgerechnet. Um das Ergebnis anschaulicher zu gestalten, wurde in jedes Diagramm die Hörschwelle des menschlichen Ohres für diesen Frequenzbereich mit eingezeichnet.

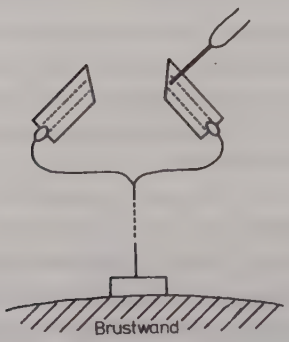

Abb. 31 Versuchsanordung zur Prüfung der Membranstethoskope

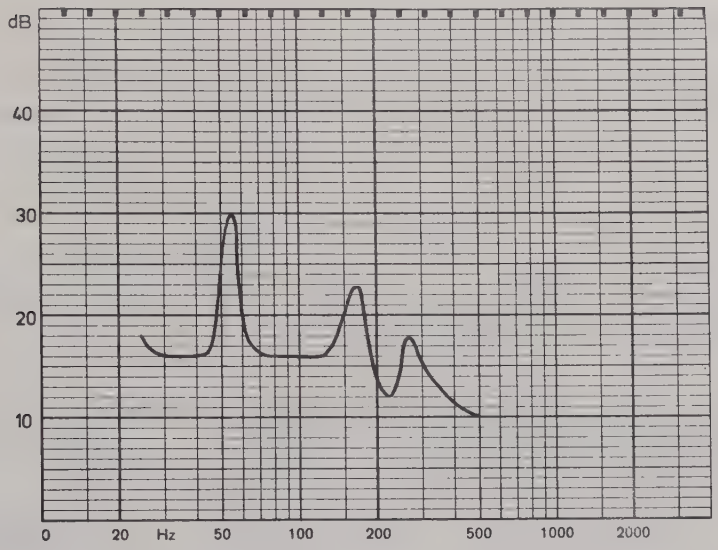

Abb. 32 Aorteninsuffizienz, Schallpegelverteilung

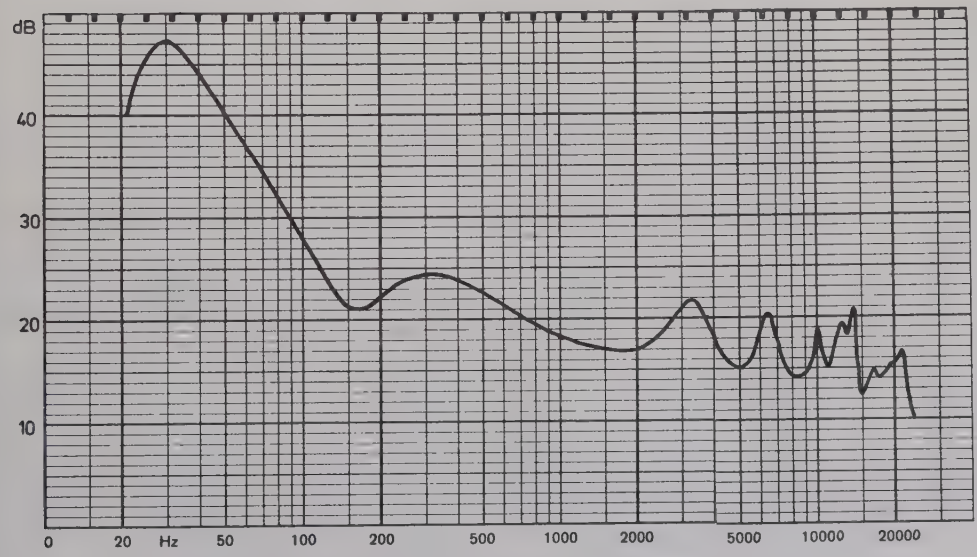

Abb. 33 Kennlinie des Sondenmikrophons (Brüel u. Kjaer 4133) bei einem Eingangschalldruck von 55 dB

Ergebnisse

Es standen uns 20 Stethoskope mit Membranschallköpfen zur Verfügung. 5 dieser Instrumente waren nur mit einer Membran ausgestattet, die restlichen 15 hatten einen zusätzlichen Trichter und waren umschaltbar. 3 Modelle besaßen zwei Membranen verschiedener Größe. 10 Stethoskope wurden uns vom Handel für die Experimente zur Verfügung gestellt, 10 Instrumente waren in klinischem Gebrauch und unterschieden sich von den modellgleichen neuen Instrumenten meist durch kleinere bauliche Abweichungen.

Außerdem testeten wir ein fabrikneues elektronisches Stethoskop der Marke Bosch.

Nr.	Hersteller	Membrandurchmesser in cm	Membranmaterial	Schlauchlänge in cm	Doppelschlauch	Schlauchinnendurchmesser in mm	Schlauchaußendurchmesser in mm	Schlauchmaterial	Preis	Sonstiges
I	Rieger-Bowles	3,5	KS	48	+	6,0	8,0	weich	45.-	neu
II	"	3,7	KS	52	+	6,2	8,9	"		
III	"	3,7	Metall	34	+	10,0	12,0	"		
IV	"	3,7	KS	30	+	11,0	12,0	hart		
V	"	3,7	KS	34	+	6,0	7,0	sehr hart		Druckschlauch
VI	Rappaport-Sprague	3,8	KS	30	+	6,3	9,5	weich	214.-	
VII	"	3,8	KS	30	+	6,3	9,5	"		
VIII	"	3,8	KS	30	+	6,3	9,5	"		
IX	"	3,8	KS	50	+	6,3	9,5	"		
X	Leightweight	4,4	KS	52	-	5,0	7,5	mittel	45.-	neu
XI	"	4,4	KS	54	-	5,0	7,0	weich		neu
XII	Littmann	4,4	KS	34	-	4,7	9,0	weich	89.-	neu
XIII	"	4,25	KS	34	-	8,5	11,0	mittel		
XIV	Eschmann	4,0	KS	45	-	5,0	8,3	hart	50.-	
XVI	Biphonette 44	4,4	KS	54	-	5,0	6,3	mittel	47.80	neu, kein Trichter
XVII	"	4,4	KS	54	-	5,0	7,0	weich		neu, "
XVIII	"	4,4	KS	54	-	5,0	7,0	"		neu, "
XX	KaWe Ultrasop	2,9	KS	56	+	7,0	8,0	weich	50.30	neu, kein Trichter
XXI	Erkaphon	4,4	KS	52	-	5,0	7,5	mittel	39.50	neu
XXII	Supraphon	3,5	KS	55	+	8,0	9,5	weich	48.30	kein Trichter
XXIII	Bosch EST-40	-	-	-	-	-	-	-	448.-	neu

Tab. 5 Geprüfte Membranstethoskope

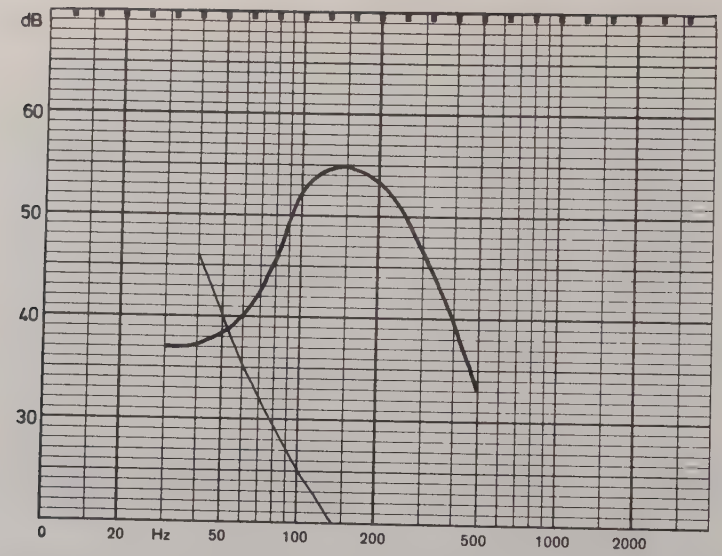

Abb. 34 Membranstethoskop I (Rieger-Bowles)

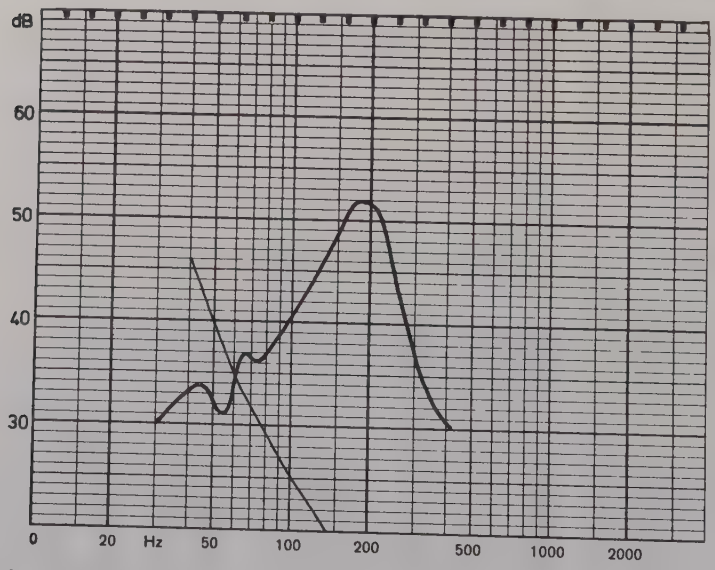

Abb. 35 Membranstethoskop II (Rieger-Bowles)

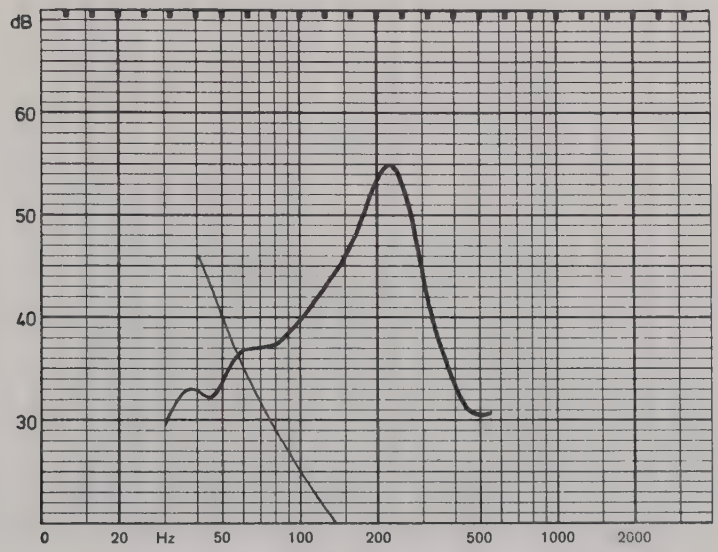

Abb. 36 Membranstethoskop III (Rieger-Bowles)

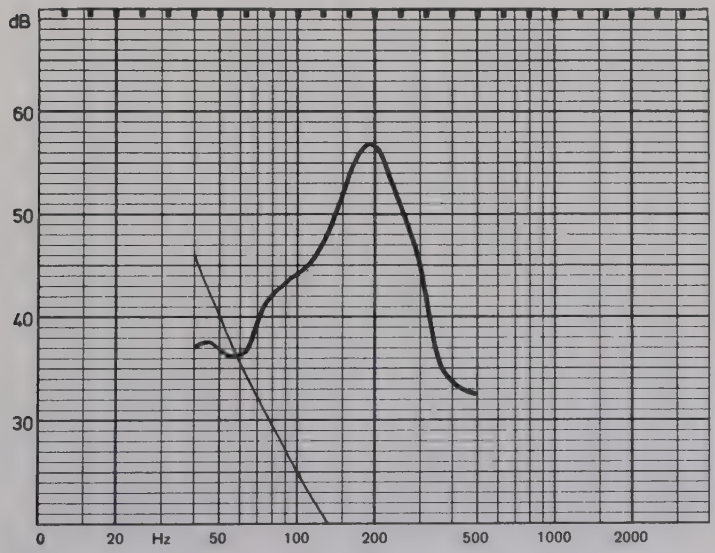

Abb. 37 Membranstethoskop IV (Rieger-Bowles)

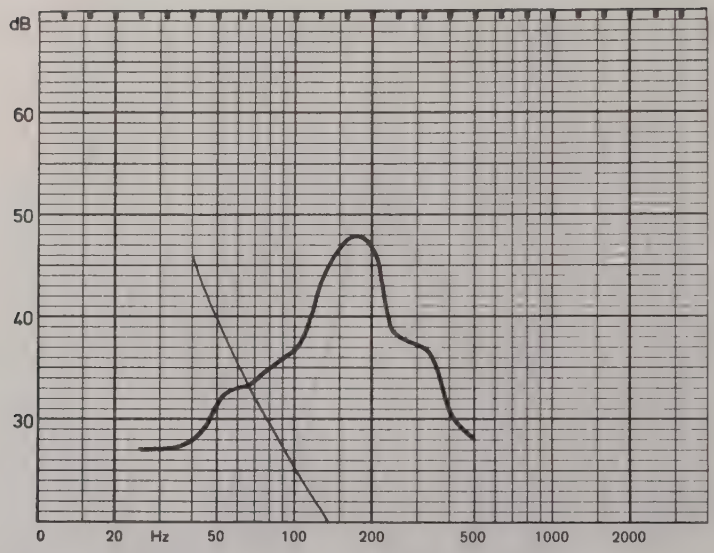

Abb. 38 Membranstethoskop V (Rieger-Bowles)

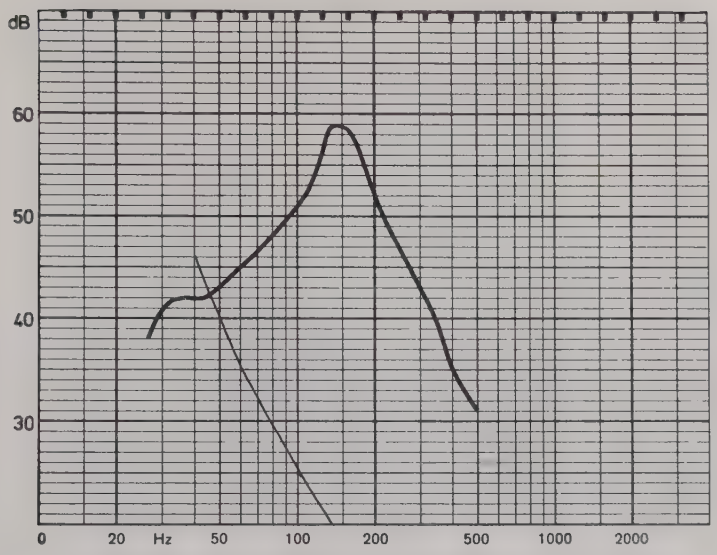

Abb. 39 Membranstethoskop VI (Rappaport-Sprague)

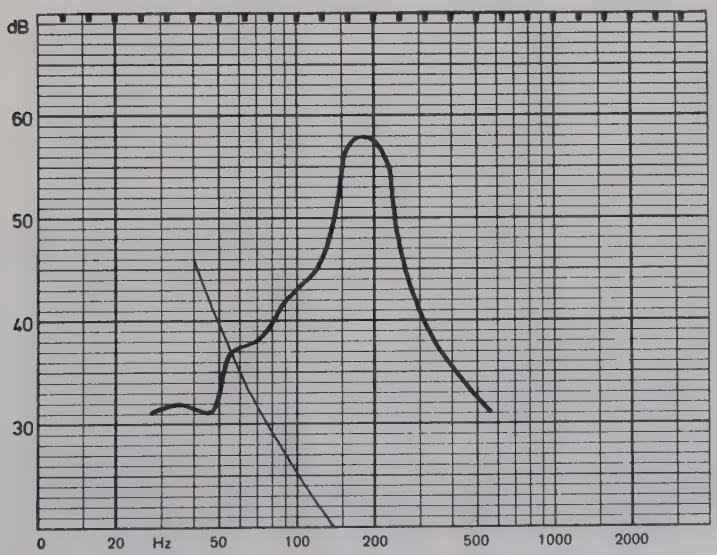

Abb. 40 Membranstethoskop VII (Rappaport-Sprague)

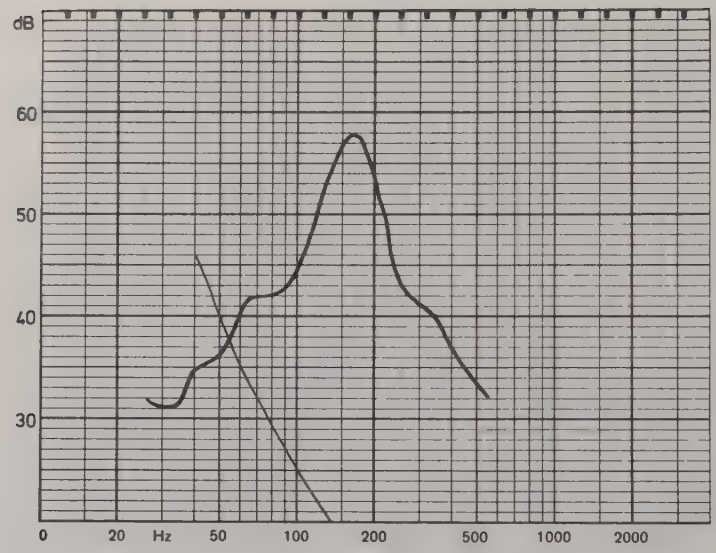

Abb. 41 Membranstethoskop VIII (Rappaport-Sprague)

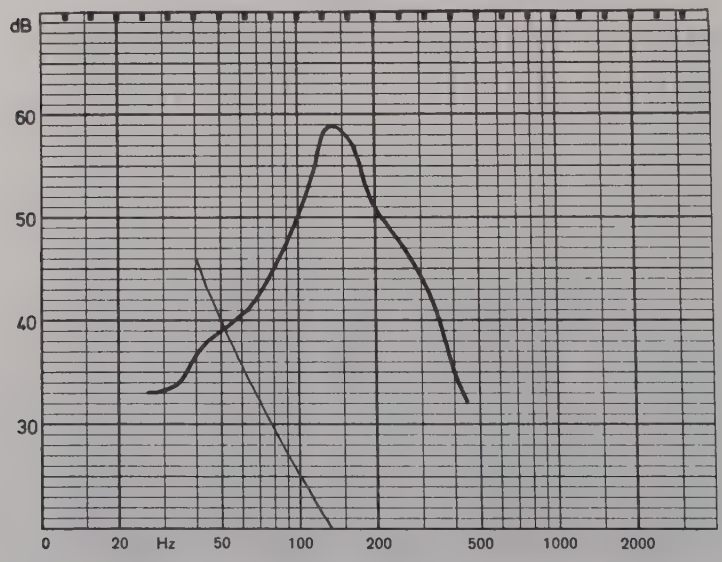

Abb. 42 Membranstethoskop IX (Rappaport-Sprague)

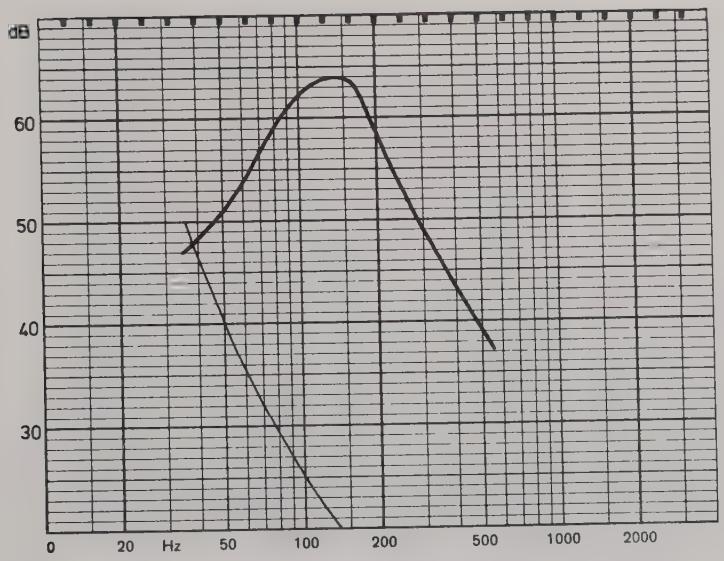

Abb. 43 Membranstethoskop X (Leightweight)

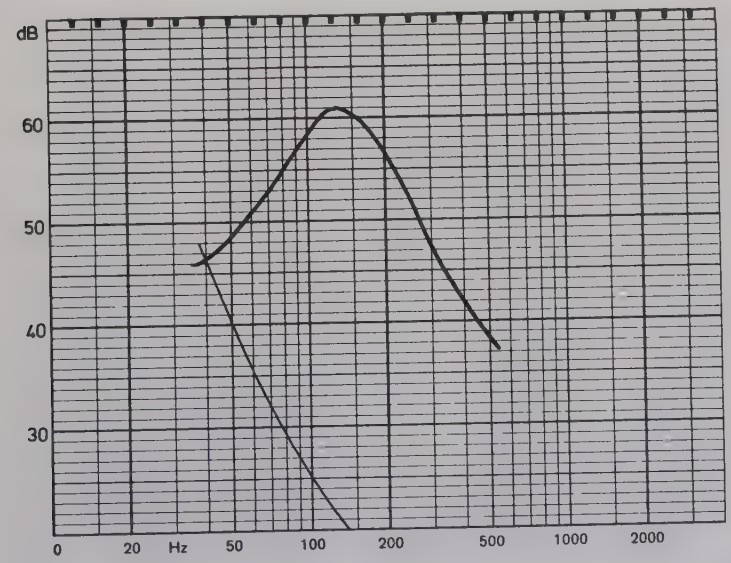

Abb. 44 Membranstethoskop XI (Leightweight)

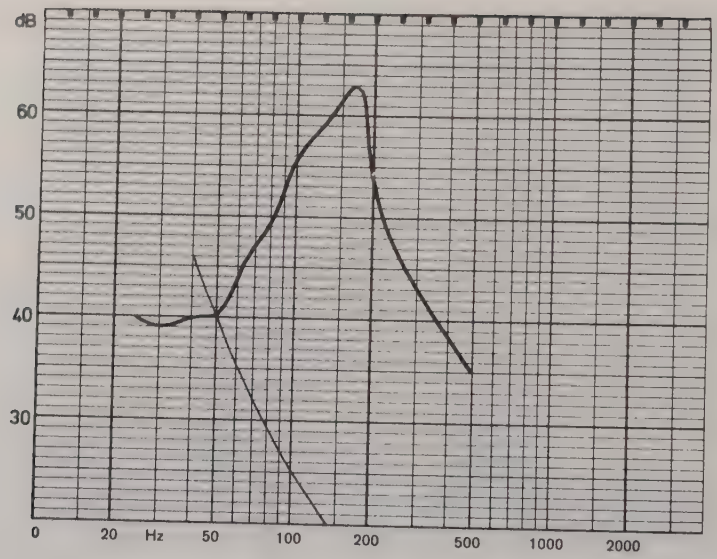

Abb. 45 Membranstethoskop XII (Littmann)

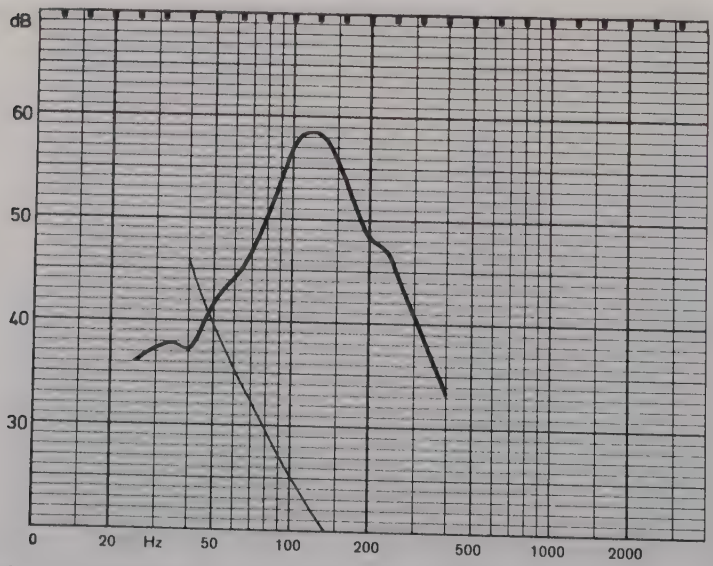

Abb. 46 Membranstethoskop XIII (Littmann)

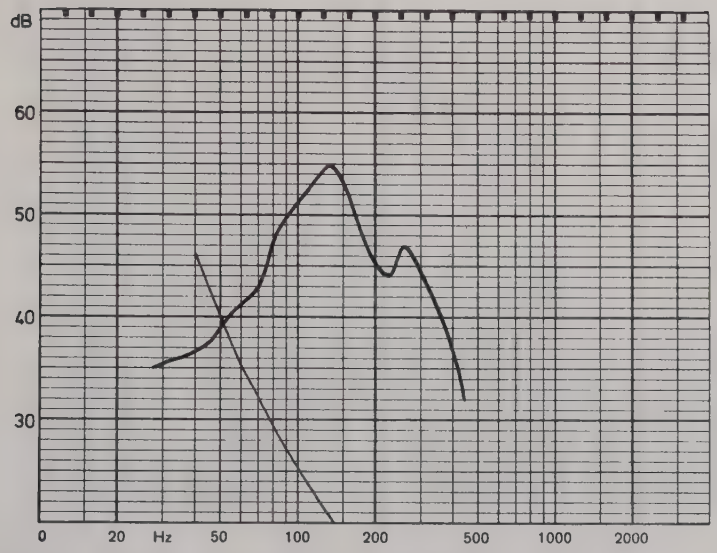

Abb. 47 Membranstethoskop XIV (Eschmann)

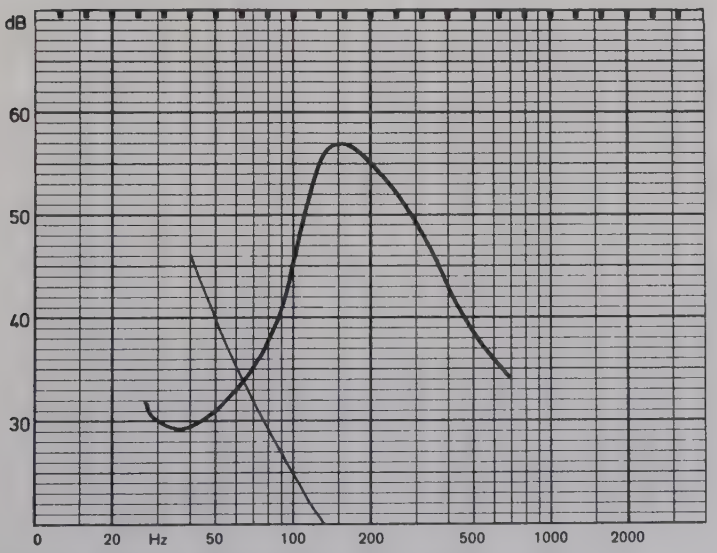

Abb. 48 Membranstethoskop XX (KaWe Ultrasop)

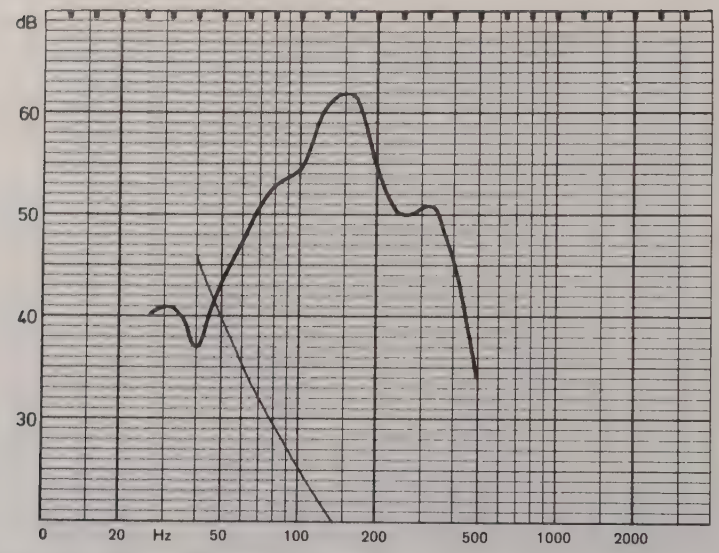

Abb. 49 Membranstethoskop XVII (Biphonette 44, große Membran)

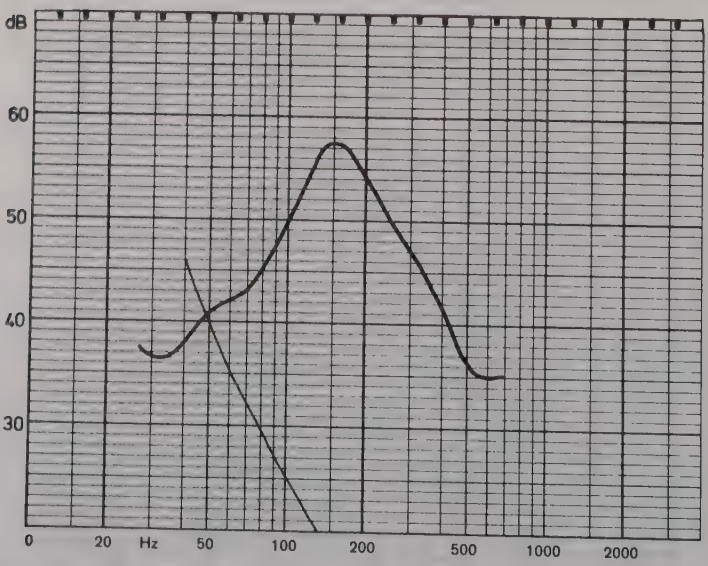

Abb. 50 Membranstethoskop XVII (Biphonette 44, kleine Mambran)

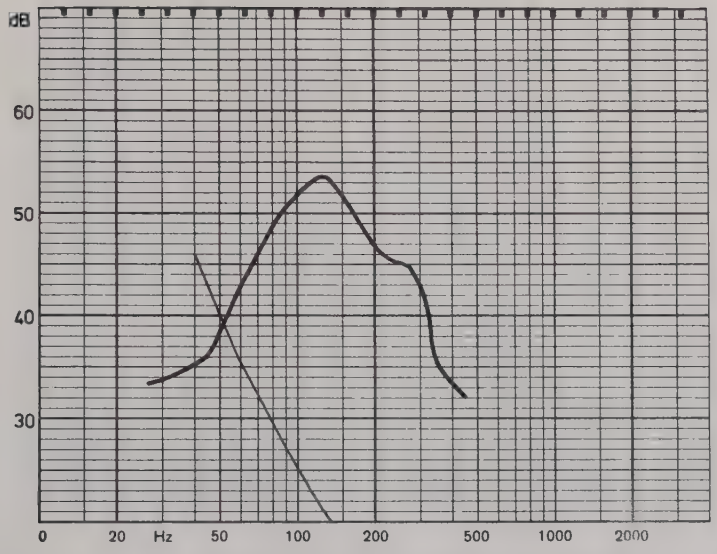

Abb. 51 Membranstethoskop XVIII (Biphonette 44, große Membran)

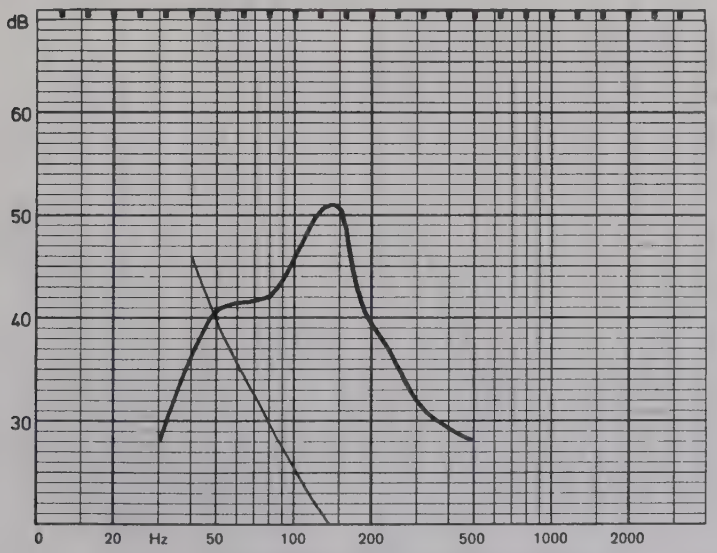

Abb. 52 Membranstethoskop XVIII (Biphonette 44, kleine Membran)

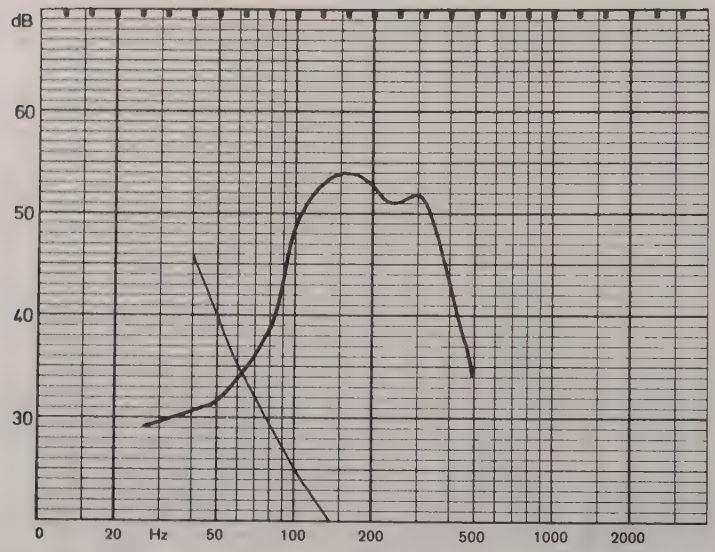

Abb. 53 Membranstethoskop XXII (Supraphon)

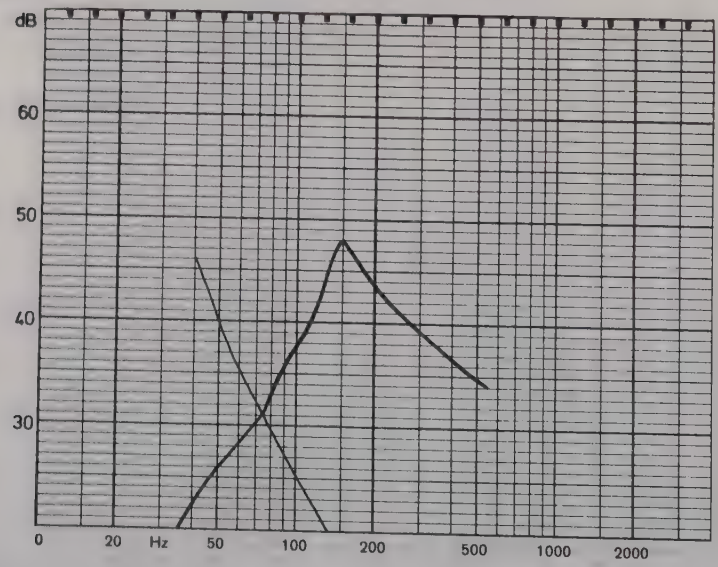

Abb. 54 Membranstethoskop XXI (Erkaphon)

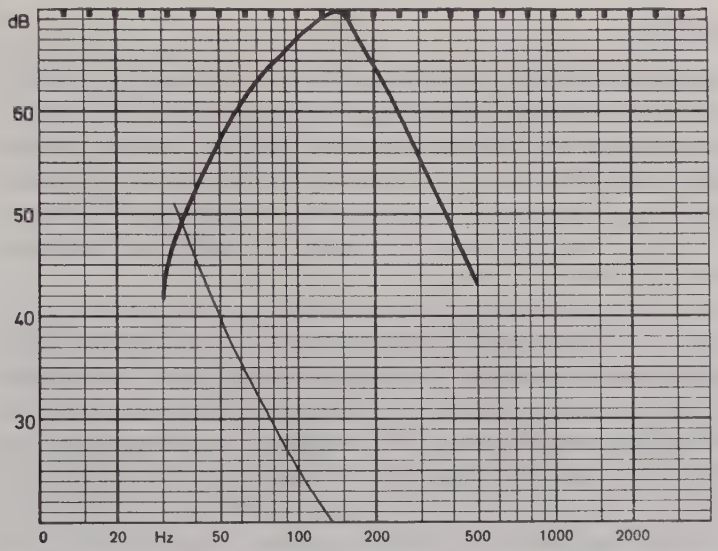

Abb. 55 Bosch, Elektronisches Stethoskop EST-40
mittlerer Frequenzbereich

Auswertung

Der Membranschallkopf wird zum Abhören des mittel- und hochfrequenten Herzschalles benutzt. Es ist bekannt, daß eine tiefe Frequenzkomponente eines Herzgeräusches höhere Frequenzanteile zudeckt und dadurch deren Beurteilung erschwert. Durch Abdämpfung der tiefen Frequenzen bis 80 Hz erreicht die Membran eine scheinbare Verstärkung der höherfrequenten Herzgeräusche.

Die Bedeutung der Hochfrequenzgeräusche liegt darin, daß sie durch eine geringere Ausbreitung auf der Brustwand eine Lokalisierung des Herzfehlers erlauben. Außerdem tragen sie dazu bei, den Geräuschen einen charakteristischen Klang zu geben.

Zur Beurteilung unserer Diagramme müssen folgende Gesichtspunkte beachtet werden:

- Schnittpunkt der Kurve mit der Hörschwelle
- maximaler Schalldruck
- Frequenz des maximalen Schalldruckes
- Abstand der Kurve von der Hörschwelle im absteigenden Schenkel

Es darf nicht übersehen werden, daß diese Diagramme ausschließlich die Wiedergabe eines aus unterschiedlich starken Anteilen zusammengesetzten Frequenzgemisches darstellen. Eine objektive Frequenzanalyse des von uns verwendeten Herzgeräusches mit einem Körperschallmikrophon zeigt die Abb. 32. Das Geräusch weist demnach besonders laute Anteile bei 50 - 60 Hz, 150 - 200 Hz und 250 - 300 Hz auf.

Bei der Durchsicht der Ergebnisse fällt auf, daß der tieffrequente Anteil des Geräusches bei 55 Hz bei keiner der Kurven zur Ausbildung kommt. Bei einigen Stethoskopen ist jedoch eine rudimentäre Hebung in diesem Bereich zu erkennen. Dies zeigt, daß die Membran des Schallkopfes im allgemeinen keine nennenswerte Übertragung dieser tiefen Frequenzen erlaubt.

Der Schnittpunkt der Kurven mit der Linie der Hörschwelle liegt zwischen 40 und 70 Hz, in den meisten Fällen aber bei 50 Hz. Der unterhalb der Hörschwelle liegende Kurvenbereich ist für das Hörergebnis ohne Bedeutung, da dieser Frequenzanteil des Herzgeräusches nicht wahrgenommen werden kann. Geräusche, die aus diesen Frequenzen bestehen, können also mit Membranstethoskopen gar nicht gehört werden.

Der Gipfelpunkt der Kurve gibt die maximale Verstärkung in dB an. Dieser Gipfel entspricht dem starken Frequenzanteil des Herzgeräusches bei 150 Hz. Die Stärke der Übertragung schwankt zwischen 48 und 64 dB und zeigt deutlich die Qualitätsunterschiede der einzelnen Instrumente. Das elektronische Stethoskop (Abb. 55) darf in diesen Vergleich nicht mit einbezogen werden, da hier die Lautstärke veränderbar ist.

Die Lage des Gipfelpunktes auf der Frequenzskala variiert zwischen 120 und 200 Hz, erreicht in einem Fall (Abb. 36) sogar 220 Hz. Zwei Drittel der untersuchten Stethoskope liegen jedoch zwischen 140 und 170 Hz. Die Streuung der restlichen Instrumente kann wahrscheinlich auf eine ungleichmäßige Frequenzwiedergabe durch stehende Wellen im Schlauchsystem zurückgeführt werden.

Das Instrument Nr. III von Rieger-Bowles (Abb. 36) unterscheidet sich von den übrigen dadurch, daß es nachträglich mit einer Metallmembran (Dicke 0,08 mm) ausgestattet wurde. Nach unseren Ergebnissen ist diese Membran besonders geeignet, um hochfrequente Geräusche abzuhören, da es den unteren Frequenzbereich bis 220 Hz weniger stark überträgt. Dies bestätigt auch der metallische, d.h. hochfrequenzreiche Klangeindruck im klinischen Gebrauch.

Eine Korrelation zwischen maximalem Schalldruck und Schnittpunkt mit der Hörschwelle in dem Sinne, daß durch Höherlegung der Kurve die Hörgrenze auf der Frequenzskala nach unten verlegt wird, ist nicht notwendig gegeben. Dies zeigen deutlich die Stethoskope XII und XX. Hingegen findet sich dieser Zusammenhang bei den beiden Instrumenten X und XI von Leightweight, die zwar die höchsten Schalldruckwerte aber auch die tiefste Hörgrenze bieten.

Der Verlauf der Kurven oberhalb des Gipfelpunktes sinkt bei sämtlichen Instrumenten mit zunehmender Frequenz im Schalldruck schnell ab. Dabei bewegt sich die Kurve annähernd parallel zur absoluten Hörschwelle. Dies bedeutet, daß bei unserem Herzgeräusch alle Frequenzen, die oberhalb des Gipfelpunktes liegen, in gleicher Lautstärke gehört werden. Bei den einzelnen Instrumenten kommen unterschiedliche Hörergebnisse in erster Linie dadurch zustande, daß sich durch Verschiebungen des Gipfelpunktes auf der Frequenzskala der Frequenzgehalt des Geräusches ändert und daß die Entfernung des absteigenden Schenkels der Kurven von der Hörschwelle, die ein Maß für die Lautstärke des wiedergegebenen Geräusches darstellt, variiert.

Nach unseren Untersuchungen muß unter den konventionellen Stethoskopen das Stethoskop XX (KaWe, Abb. 48) als bestes Instrument angesehen werden. Neben einer guten Wiedergabe des Frequenzgipfels bei 150 Hz bietet es in den darüberliegenden Frequenzen die besten Übertragungseigenschaften. Zugleich erreicht es eine extreme Abdämpfung der störenden tiefen Frequenzen. Ein Vergleich dieses Instrumentes mit Geräten von Rieger-Bowles (Nr. I) und Rappaport-Sprague (Nr. VII) zeigt Abb. 56. Als Abszisse dient die absolute Hörschwelle. Eine derartige Darstellung gibt annähernd den Höreindruck und seine Frequenzverteilung wieder.

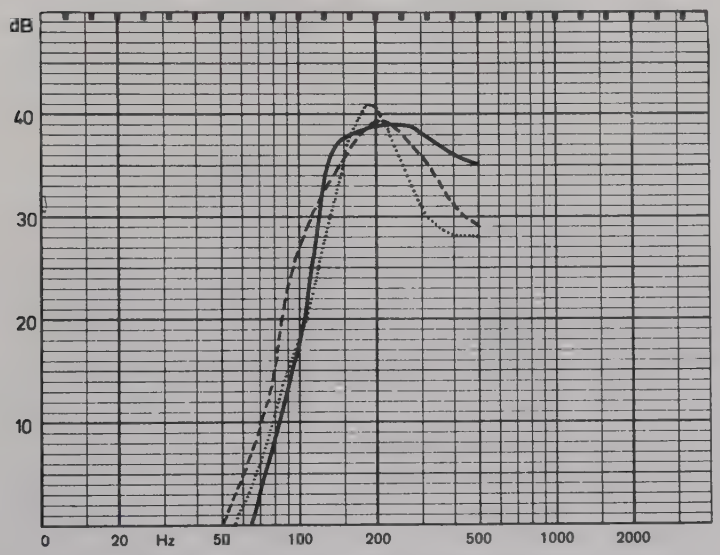

Abb. 56 Höreindruck der Membranstethoskope:
(---) I Rieger-Bowles
(.....) VII Rappaport-Sprague
(——) XX KaWe
Die O-dB-Linie entspricht der Hörschwelle

Die höchsten Schalldruckwerte finden sich bei den Stethoskopen X und XI (Leightweight, Abb. 43 und 44) sowie XVII (Biphonette 44, Abb. 49). Dennoch erfüllen diese Instrumente nicht die Anforderungen, die an ein Membranstethoskop zu stellen sind, da sie tiefe Frequenzen nur wenig abdämpfen. Dies zeigt eine Gegenüberstellung von Stethoskop X (Leightweight) und Stethoskop XX (KaWe).

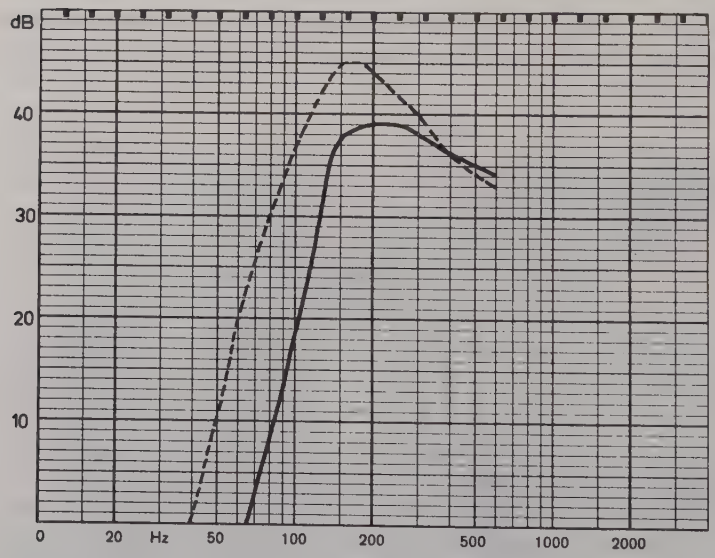

Abb. 57 Höreindruck der Membranstethoskope:
(---) X Leightweight
(——) XX KaWe

Als gut und in ihrer Qualität etwa gleichwertig sind die Instrumente von Rieger-Bowles, Rappaport-Sprague, Littmann, Eschmann und das Supraphon einzuschätzen.

Schlechte Ergebnisse mit geringen Wiedergabelautstärken fanden wir bei Stethoskop XXI (Erkaphon, Abb. 54) und bei der kleinen Membran der Biphonette 44 (Nr. XVIII, Abb. 52). Im klinischen Gebrauch wurden diese Ergebnisse bestätigt.

In unsere Testreihe haben wir ein elektronisches Stethoskop mit aufgenommen und mit unserer Versuchsanordnung geprüft (Abb. 55). Das Ergebnis zeigt eine außerordentlich gleichmäßige Kurve, die in der Lautstärke weit über den übrigen Instrumenten liegt. Die Lautstärke ist jedoch am Gerät regelbar. Weniger stark ausgeprägt insbesondere im Vergleich zu Stethoskop XX (KaWe) ist die Dämpfung der unteren Frequenzen. Durch Senkung des Schallpegels können jedoch die tiefen Frequenzen weggenommen werden. Elektronische Stethoskope können also als Ersatz für Membranstethoskope durchaus eingesetzt werden.

V. Diskussion

Der Ausgangspunkt dieser Arbeit ist die Suche nach einer Möglichkeit, Aussagen machen zu können über die klinische Brauchbarkeit verschiedener Stethoskope. Es liegen nur wenige wissenschaftliche Arbeiten vor, die dies mit technischen Mitteln versuchen und die auch die für die Herzauskultation wichtigen Kriterien berücksichtigen (RAPPAPORT a. SPRAGUE 1941, ERTEL et al. 1966, 1969, HAMPTON a. CHALONER 1967, DICK u. BOSCH 1972). Meist gehen diese Autoren auf die Veränderung einzelner Bestandteile der Instrumente wie Schallkopf, Schlauch etc. und deren Bedeutung für das Übertragungsverhalten ein. Für den tätigen Arzt, der die wahrnehmbaren Unterschiede zwischen den auf dem Markt angebotenen Stethoskopen kennt, ist jedoch eine vergleichende Prüfung und gesamtakustische Beurteilung dieser Instrumente von Bedeutung.

Das Stethoskop hat die Funktion eines Mittlers zwischen dem Geräusch, das vom Herzen ausgehend an der Thoraxoberfläche des Patienten abgenommen wird, und dem Ohr des Untersuchers. Es bildet somit einen Teil des Weges, den die akustische Information durchläuft. Der Gehalt dieser Information wird nicht nur durch das Übertragungsvermögen des Stethoskopes begrenzt, sondern auch durch einige Faktoren, die beim Patienten und beim Untersucher zu finden sind. Auf der einen Seite nämlich durch die Dicke der Thoraxwand und deren gewebliche Strukturen, auf der anderen Seite durch die frequenzabhängige Empfindlichkeit des Untersucherohres, durch die Impedanz des Trommelfells und durch die sinnesphysiologischen Grenzen in Bezug auf Tonkennzeit, Tonspaltung, Tonhöhen- und Intensitätsunterschied. Dies wurde im ersten Teil dieser Arbeit ausführlich dargestellt.

Einer Qualitätsbeurteilung von Stethoskopen muß eine technische Prüfung zugrunde liegen, die das Übertragungsverhalten des Instrumentes in den für die Herzauskultation wichtigen Frequenzbereichen wiedergibt. Als Meßgröße wird der Schalldruck gewählt, dessen frequenzabhängige Änderung beim Durchgang durch das Instrument aufgezeichnet wird. Der Schalldruck ist der Schallintensität und damit der Lautstärke proportional. Es soll eine standardisierte Meßmethode gefunden werden, bei der die Wirkung des Stethoskopes durch eine Differenzkurve zwischen Eingang- und Ausgangschalldruck dargestellt wird.

Der Schallkopf eines Stethoskopes wandelt Schwingungen der Haut in Schwingungen der Luft um; auf seiner Eingangsebene geht Körperschall in Luftschall über. Die Schwierigkeiten, die in der Messung des Eingangschalldruckes und in der Gestaltung eines korrekten Versuchsmodelles am Schallkopf bestehen, wurden in den bisherigen Untersuchungen zu wenig beachtet.

Bei den Trichterschallköpfen treten bereits beim Eingangschalldruck Differenzen auf, die nicht durch Schwankungen des Schalldruckes am Tongeber bedingt sind, sondern auf die verschiedenen Formen der Trichter zurückzuführen sind, und die in der Differenzkurve nicht zum Ausdruck kommen. Das von uns in Anlehnung an ERTEL et al. (1966) gewählte Versuchsmodell läßt jedoch keine exakten Angaben über das Aufnahmevermögen eines Stethoskopes zu. Zur Darstellung dieses Problems ist es erforderlich, geeignete weitere Untersuchungen durchzuführen.

Die Messung des Eingangschalldruckes gestaltet sich bei den Membranschallköpfen schwierig, da dieser nur entweder als Luftschall direkt hinter der Membran im Schallkopf oder als Körperschall an der Oberfläche eines durchschallten Körpers, auf dem die Membran aufliegt, gemessen werden kann. Beides war uns aus technischen Gründen nicht möglich. Eine Erregung der Membran durch Luftschall entspricht nicht den natürlichen Verhältnissen und erlaubt keine Aussagen über die Leistungsfähigkeit der Membran.

Wir beschritten daher zur Darstellung der Übertragungseigenschaften von Membranstethoskopen einen anderen Weg. Mit einem in der Lautstärke und im Frequenzgehalt gleichbleibenden Herzgeräusch führten wir Vergleichsmessungen durch, die durch einen Frequenzanalysator ausgewertet wurden. Damit verzichteten wir auf die Messung eines Eingangschalldruckes; eine Auswertung der Ergebnisse ist also nur durch den Vergleich der Kurven untereinander möglich. Die Aufzeichnung des Herzgeräusches erfolgte im Bereich zwischen 30 und 500 Hz. Höhere Frequenzen waren entweder im Herzgeräusch nicht vorhanden oder wurden von unserem Gerät nicht registriert.

Für die Messung des am Ohr ankommenden Schalles verwendeten wir in beiden Untersuchungen eine Nachbildung eines Gehörganges, um Differenzen im Volumen der schwingenden Luftsäule gegenüber den natürlichen Verhältnissen auszuschließen und um eine Standardisierung des Systems zu erreichen. Individuelle Unterschiede in der Impedanz des Trommelfells können im Modell nicht berücksichtigt werden.

Bei der Bewertung der Meßergebnisse der Trichterstethoskope wurde auf den Kurvenabschnitt unterhalb 80 Hz besonderes Gewicht gelegt, da der Trichter zum Abhören gerade dieser Frequenzen Verwendung findet. Durch die geringe Empfindlichkeit des Ohres in diesem Frequenzbereich erscheinen die niederfrequenten Herzgeräusche und Herztöne, wie z.B. der 3. Herzton, erfahrungsgemäß sehr leise. Für ein Trichterstethoskop muß demnach eine möglichst gute Übertragung dieses Bereiches gefordert werden.

Ein besonders gutes Ergebnis fanden wir bei Stethoskop X, in größerem Abstand folgten die Stethoskope XI und XV. Alle übrigen geprüften Instrumente zeigten einerseits bei 50 Hz Schalldruckwerte, die bis zu 10 dB unter denen des Stethoskopes X lagen, wiesen dagegen aber gute Übertragungseigenschaften im höheren Frequenzbereich zwischen 80 und 120 Hz auf. Negativ beurteilt werden muß das Stethoskop XXI wegen einer außerordentlich starken Dämpfung gerade im niederen Frequenzbereich.

Wir konnten in unseren Untersuchungen nachweisen, daß die Größe des Trichterdurchmessers auf die Übertragung der Frequenzen unter 100 Hz einen Einfluß hat. Instrumente mit gleichem Konstruktionsprinzip zeigten mit einem größeren Trichter bessere Ergebnisse. Ebenso findet sich bei Trichterstethoskopen eine bessere Schalldruckwiedergabe bei größerer Schlauchlänge. Die durch diese Detailveränderungen erzielten Verbesserungen liegen im Bereich um 50 Hz bei 5 dB. Es sei hier noch einmal darauf hingewiesen, daß bei leisen Tönen bereits Schalldruckunterschiede von 2 dB erkannt werden können.

Weitergehende Aussagen über die Beeinflussung des Schalldruckes durch unterschiedliche Konstruktionen des Schallkopfes und des Schlauchsystems können aus unseren Ergebnissen nicht abgelesen werden, da sich unsere Beurteilung immer auf das Gesamtinstrument bezieht.

Vergleicht man die Ergebnisse, die bei der Prüfung der Membranstethoskope erzielt wurden, so zeigt sich, daß die meisten Instrumente einer Mittelgruppe zuzuordnen sind, die eine gute und etwa gleichwertige Qualität aufweist. Eine Sonderstellung nimmt jedoch das Stethoskop XX ein, das die Forderung nach Ausschaltung des Verdeckungseffektes der tiefen Frequenzen bei gleichzeitiger guter Wiedergabe der Frequenzen oberhalb 100 Hz am besten erfüllt. Die besonderen Vorzüge dieses Stethoskopes liegen in der sehr guten Wiedergabe des Frequenzbereiches zwischen 200 und 500 Hz, in dem z.B. das leise Aortendiastolikum und Extratöne auftreten. Die höchste Schalldruckwiedergabe findet sich bei den Stethoskopen X und XI. Sie übertragen jedoch auch die tiefen Frequenzen sehr stark, weshalb diese Instrumente weniger zu empfehlen sind.

Für den klinischen Gebrauch ist ein Stethoskop mit kombiniertem, umschaltbarem Schallkopf vorteilhaft. Unter den von uns getesteten Instrumenten war jedoch kein Gerät, das sowohl mit dem Trichter- als auch mit dem Membranschallkopf hervorragende Ergebnisse zeigte. Sehr gute Trichterstethoskope bieten mit ihrem Membranschallkopf unbefriedigende Ergebnisse (X, XI) oder besitzen keine Membran (XV). Ebenso verfügt das beste Membranstethoskop (XX) über keinen Trichter. Für höchste Ansprüche sind also zwei Stethoskope empfehlenswert.

Weniger herausragende, dabei aber durchschnittlich gute Übertragungsergebnisse zeigten mit Trichter und Membran die Instrumente von Rieger-Bowles und Rappaport-Sprague, die daher für den klinischen Unterricht und allgemeinärztliche Untersuchungen zu empfehlen sind.

Aus den hier dargestellten Meßergebnissen, die sich nur auf eine Auswahl von Stethoskopen beziehen, kann abgelesen werden, daß zwischen den Instrumenten objektivierbare qualitative Unterschiede bestehen. Diese Unterschiede werden wichtig, wenn es um die Erfassung leiser, aber diagnostisch bedeutsamer Herzschallphänomene wie den 3. Herzton, Clicks oder die Aorteninsuffizienz geht. Die Kenntnis der Grundlagen der Auskultation und der Gehörphysiologie sind aber Voraussetzung für den optimalen Einsatz eines Stethoskopes.

V. Zusammenfassung

Es wird zunächst auf die physiologischen und physikalischen Grundlagen des Hörens eingegangen. Dann erfolgt eine ausführliche Darstellung des Herzschalles, der Vorgänge bei der Herzauskultation sowie der physikalischen Gesetzmäßigkeiten, die der Wirkungsweise eines Stethoskopes zugrunde liegen. Es werden Anforderungen an ein Stethoskop unter dem Gesichtspunkt der Herzauskultation diskutiert.

Im zweiten Teil werden zwei Versuchsanordungen beschrieben, die unter Standardbedingungen eine Aufzeichnung der Übertragungseigenschaften verschiedener Stethoskope erlauben. Für unsere Untersuchungen standen uns 17 Trichterstethoskope, 20 Membranstethoskope und 1 elektronisches Stethoskop zur Verfügung. Qualität und Übertragungsverhalten der einzelnen Stethoskope werden eingehend dargestellt und diskutiert. Es zeigt sich, daß die einzelnen Fabrikate große Qualitätsunterschiede aufweisen und daß nicht alle Instrumente den Anforderungen genügen.

VII. Literaturverzeichnis

AIGNER, A., G. MÜLLER, E. KNAPP und E. RAAS
Schallspektrograpgische Untersuchungen an normalen Herztönen
Z.f.Kardiologie 62, 784-793 (1973)

AIGNER, A., G. MÜLLER, E. KNAPP und E. RAAS
Schallspektrographische Untersuchungen an Herztönen und Geräuschen von Aortenklappenvitien
Z.f.Kardiologie 63, 269-277 (1974)

AIGNER, A., G. MÜLLER, E. KNAPP und E. RAAS
Schallspektrographische Untersuchungen bei Mitralklappenvitien
Z.f.Kardiologie 63, 745-755 (1974)

ARAVANIS, C., L. FEIGEN and A.A. LUISADA
Durations and intervals of normal heart sounds in man
Amer.Heart J. 82, 187-192 (1971)

BÉKÉSY, G.v.
zit. bei SCHÜTZ, E. (1958)

BERENDES, J., R. LINK und F. ZÖLLNER
Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
Stuttgart: Thieme 1965

BURCH, C.R. and J.P.P. STOCK
A new diaphragmatic stethoscope
Brit.Heart J. 23, 447-454 (1961)

DAWSON, J.B.
Auscultation and the stethoscope
Practitioner 193, 315-322 (1964)

DE GOWIN, E.L.
Diagnostik am Krankenbett und in der Sprechstunde
Stuttgart: Schattauer 1969

DICK, W. und K. BOSCH
Die intraoperative Überwachung der kindlichen Herztöne mit Hilfe des präcordialen Stethoskops
I. Anaesth. 21, 487-493 (1972)
II. Anaesth. 22, 507-512 (1973)

DOCK, W.
The forces neaded to evoke sounds from cardiac tissues, and the attenuation of heart sounds
Circulation 19, 376-385 (1959)

ERTEL, P.Y., M. LAWRENCE, R.K. BROWN and A.M. STERN
Stethoscope acoustics
I. The doctor and his stethoscope
Circulation 34, 889-898 (1966)
II. Transmission and filtration patterns
Circulation 34, 899-903 (1966)

ERTEL, P.Y., M. LAWRENCE and W. SONG
How to test stethoscopes
Med.Res.Eng. 8, 7-17 (1969)

GROOM, D
The effect of background noise on cardiac auscultation
Am.Heart J. 52, 781-790 (1956)

HAMPTON, C.S. and A. CHALONER
Which stethoscope ?
Brit.med.J. 4, 388-390 (1967)

HOLLDACK, K. und T.D. GERTH
Zur Frage eines "Täubungseffektes" bei der Herzauskultation
Ärztl.Forsch. 5, 319-323 (1951)

HOWELL, W.L. and C.F. ALDRIDGE
The effect of stethoscope-applied pressure in auscultation
Circulation 32, 430-434 (1965)

HURST, J.W.
The heart
3.Auflage New York: McGraw-Hill 1974

LEATHAM, A.
Splitting of heart sounds and a classification of systolic murmurs
Circulation 16, 417-422 (1957)

LEHNHARDT, E.
Physiologie des Mittelohres
in: BERENDES, J., R. LINK und F. ZÖLLNER
Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
Stuttgart: Thieme (1965)

LEPESCHKIN, E.
Clinical quantification of the intensity of heart sounds and murmurs
Circulation 16, 428-431 (1957)

LUDWIG, G. und K. HOLLDACK
Das Unterscheidungsvermögen für Zeitdifferenzen mit dem Ohr im Hinblick auf die Herzauskultation
Ärzt.Forsch. 4, 429-431 (1950)

LUISADA, A.A.
Cardiology
New York: McGraw-Hill 1959

LUISADA, A.A.
Phonokardiographie des kranken Herzens
Stuttgart: Schattauer 1975

LUISADA, A.A.
The second sound in normal and abnormal conditions
Am.J.Cardiol. 28, 150-161 (1971)

MAASS, H.
Methodische Fortschritte und Standardisierung
Verh.Dtsch.Ges.Kreislaufforschg. 20, 326-339 (1954)

MAGRI, G., E. JONA, D. MESSINA and A. ACTIS-DATO
Direct recording of heart sounds and murmurs from the epicardial surface of the exposed human heart
Am.Heart J. 57, 449-459 (1959)

McKUSICK, V.A.
Cardiovascular sounds in health and disease
The Williams and Wilkins Company 1958

MICHEL, D. und W. ZIMMERMANN
Differentialdiagnose der Herztöne und Herzgeräusche
München: J.A.Barth 1968

MICHOLD, H. und E.-J. HABERLAND
Ein neues Stethoskop für die Praxis
Dtsch.Ges.wesen 27, 1904-1906 (1972)

OBERHOFFER, G.
Die Methodik der Frequenzanalyse der Herztöne
Verh.Dtsch.Ges.Kreislaufforschg. 20, 369-374 (1954)

RAPPAPORT, M.B. and H.B. SPRAGUE
Physiologic and physical laws that govern auscultation, and their clinical application
Am.Heart J. 21, 257-318 (1941)

REIN, H. und M. SCHNEIDER
Einführung in die Physiologie des Menschen
15.Auflage, Berlin: Springer 1966

SCHÜTZ, E.
Physiologie des Herzens
In: TRENDELENBURG, W. und E. SCHÜTZ Lehrbuch der Physiologie
Springer Verlag 1958

TRENDELENBURG, F.
Physikalische Grundlagen der Herzschallregistrierung
Verh.Dtsch.Ges.Kreislaufforschg. 20, 293-304 (1954)

TRENDELENBURG, F.
Einführung in die Akustik
3.Auflage, Springer Verlag 1961

ZALTER, R., H.C. HARDY and A.A. LUISADA
Acoustic transmission characteristics of the thorax
J.Applied Physiol. 18, 428-436 (1963)

ZÖLLNER, F.
Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
Stuttgart: Thieme 1971

ZUCKERMANN, R.
Herzauskultation
2.Auflage, Edition Leipzig 1963

ZWICKER, E. und R. FELDTKELLER
Das Ohr als Nachrichtenempfänger
2.Auflage, Stuttgart: Hirzel 1967

LEBENSLAUF

Am 30.7.1949 wurde ich, Rudolf Helmut Mercy, als Sohn des Bauingenieurs Helmut Mercy und seiner Ehefrau Hilde, geb. Mezger, in Stuttgart geboren. Ich besuchte die Grundschule in Stuttgart-Vaihingen und trat im Frühjahr 1960 in das humanistische Karlsgymnasium in Stuttgart ein. Dort bestand ich im Sommer 1968 die Reifeprüfung.

Zum Wintersemester 1968/69 nahm ich an der Universität Tübingen das Studium der Zahnheilkunde auf, das ich 1973 mit dem Staatsexamen abschloß. Die Bestallung als Zahnarzt erhielt ich am 17.12.1973. Im Jahre 1974 erfolgte die Promotion zum Dr. med. dent. in der Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Tübingen über das Thema „Zur Klinik und Therapie der Tumoren der großen und kleinen Speicheldrüsen".

Ab dem Wintersemester 1971/72 war ich an der Universität Tübingen zusätzlich im Fach Humanmedizin immatrikuliert. Das Physikum legte ich am 22.9.1972 und das medizinische Staatsexamen am 2.1.1976 ab. Nach Ableistung der Medizinalassistentenzeit an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten und an der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen sowie an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen erhielt ich am 1.3.1977 die Approbation als Arzt.

Seit dem 2.5.1977 leiste ich als Zahnarzt meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr ab.

City Schnelldruck, Marcusstraße 10, 8700 Würzburg